



Extraction de formes, Suivi d'objets déformables et Reconstruction en Imagerie Médicale: Application à l'Angiographie R-X et au scanner X multibarette.

Christine Toumoulin

► To cite this version:

Christine Toumoulin. Extraction de formes, Suivi d'objets déformables et Reconstruction en Imagerie Médicale: Application à l'Angiographie R-X et au scanner X multibarette.. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2009. tel-00966605

HAL Id: tel-00966605

<https://theses.hal.science/tel-00966605>

Submitted on 28 Mar 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Instituts
thématiques

Inserm
Institut national
de la santé et de la recherche médicale

UNIVERSITÉ DE
RENNES 1



Habilitation à Diriger Des Recherches

Présentée devant :

L'Université de Rennes 1

par

Christine Toumoulin

Maître de Conférence Hors Classe – section 61

IUT – Rennes – Département GEII

Laboratoire LTSI - INSERM U642 – Université de Rennes

**Extraction de formes, Suivi d'objets déformables et Reconstruction en
Imagerie Médicale : Application à l'Angiographie R-X et au scanner X
multibarette.**

Soutenue le 23 Novembre 2009

| | | | |
|---------------|-----------------------|------------------------|-------------------------|
| Président : | Christian Roux | Directeur Scientifique | Telecom Bretagne, Brest |
| Rapporteurs : | Jean Pierre cocquerez | Professeur | U.T.C, Compiègne |
| | Louis Gilles Durand | Professeur | IRCM, Montréal, Canada |
| | Su Ruan | Professeur | IUT de Troyes |
| Examineurs : | Jean Louis Coatrieux | DR Inserm | LTSI, université Rennes |
| | Marinette Revenu | Professeur | GREYC-ENSICAEN, Caen |

REMERCIEMENT

L'habilitation à diriger les recherches est un exercice singulier qui nous renvoie à notre histoire de chercheur, du tout jeune débutant, notre doctorat en poche à notre confirmation.

Au-delà d'une simple synthèse de mes activités, elle me plonge dans mes souvenirs pour me faire revivre la richesse des rencontres qui ont jalonné mon parcours et marquées ma trajectoire.

Il en est ainsi de :

- Jean Louis Coatrieux, mon mentor qui m'a accompagné sur mes jeunes années dans le difficile apprentissage de la recherche et qui m'a donné l'opportunité de m'engager au niveau internationale (IEEE EMBS) et nationale (Société Française du Génie biologique & Médical) au service de la communauté scientifique.
- Julius Kulikowsky, Anna Korzyńska de l'Institut de "Biocybernetics and Biomedical Engineering", à Varsovie qui m'ont fait découvrir l'âme et la culture d'un peuple, et m'ont accompagné dans la création d'une collaboration aujourd'hui pérenne avec le département de Computer Science de l'institut polytechnic de Bialistok, dirigé par Léon Bobrowski. Je t'exprime ma gratitude Léon pour ton accueil toujours chaleureux et ta grande ouverture d'esprit qui ont fait de nos rencontres des instants de plaisir.
- Limin Luo, Huazhong Shu, Xudong Bao du laboratoire LIST (Image Science & Technology) de l'université du SudEst de Nankin, en Chine avec lesquels j'ai partagé des moments inoubliables, riches d'expériences sublimes et audacieuses. Bien plus qu'ailleurs, travailler pour construire ensemble impose de s'ouvrir à l'autre, d'accepter des logiques de pensée qui ne sont pas les nôtres, celles du monde occidental. Vous m'avez accompagné sur ce chemin, et aidé à créer cette petite équipe franco-chinoise sur la thématique de la reconstruction 3D.
- Guy Cazuguel et Valérie Burdin Membres du comité d'organisation de l'école d'été IEEE en imagerie Médicale et compagnons et complices avec lesquelles j'ai savouré de véritables moments de détente,
- Charles Baquey, André Dittmar, Frédérique Frouin, Chafia Hamitouche, Catherime Marque, Veronique Migonney, Norbert Noury, Christian Roux, Jean Rousseau, Maximilien Vermandel, ... difficile de citer toute la bande des super héros qui ont et œuvrent toujours pour le vivant et la Santé, au travers de la SFGBM mais également du chapitre IEEE, et de différentes actions (écoles d'été, conférences, implication au niveau du MESR, de l'ITMO, ...), pour faire reconnaître la discipline et influencer favorablement les orientations stratégiques au niveau de la recherche. Je suis fière de travailler avec vous et participer à ces actions.

Ce mémoire retrace l'ensemble de mes activités d'enseignement et de recherche en passant par les aspects formation à et par la recherche ainsi que l'animation de la recherche.

Mes travaux de recherche ont été effectués au sein de l'unité mixte de recherche **LTSI Inserm U642**. Ces travaux représentent, vous l'aurez compris, le fruit d'un travail collectif et de collaborations multiples impliquant bien sûr d'autres chercheurs du laboratoire (Jean Louis Coatrieux, Jean Jacques Bellanger, Jean Claude Nunes, ...) et d'autres structures de recherches (nationales et internationales) mais aussi d'un grand nombre d'étudiants (en thèse, stages d'ingénieurs et de master) ainsi que de jeunes chercheurs en position postdoctorale.

Plus généralement, j'aimerais exprimer ici toute ma reconnaissance et ma gratitude envers tous ceux qui ont participé, de près ou de loin, à l'accomplissement de ce travail.

SOMMAIRE

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| Curriculum vitae | 7 |
| Activités d'enseignement..... | 9 |
| Responsabilités pédagogique et administrative..... | 10 |
| Activité d'enseignement..... | 11 |
| Activités de recherche | 15 |
| 1. Projets de recherche | 15 |
| 2. Direction de Recherche | 15 |
| 3. Animation de la recherche..... | 17 |
| 3.1. Collaborations Internationales..... | 17 |
| 3.2. Fonctions d'intérêt collectif exercées au sein de l'unité | 17 |
| 3.3. Organisation de colloques ou de congrès | 17 |
| 3.4. Participation comite national et international..... | 18 |
| 3.5. Prix scientifiques et distinctions..... | 18 |
| Liste des publications | 19 |
| Travaux de recherche | 25 |
| 1. Introduction | 26 |
| 2. Quelques paradigmes fondamentaux en imagerie médicale | 26 |
| 3. Une grille de lecture générique | 30 |
| 3.1. La chaîne image | 30 |
| 3.2. Cadre des travaux | 31 |
| 4. Segmentation vasculaire..... | 33 |
| 5. Transitions de description pour la formation d'objets | 41 |
| 5.1. Approches par groupements perceptuels..... | 42 |
| 5.2. Méthodes structurelles..... | 45 |
| 5.3. Eléments d'une critique..... | 50 |
| 6. Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner..... | 50 |
| 7. Reconstruction dynamique | 57 |
| 8. Projet de recherche | 64 |
| 8.1. Poursuite des travaux sur l'extraction et la caractérisation des structures vasculaires en imagerie scanner multibarette et extension à l'IRM..... | 64 |
| 8.2. La reconstruction 3-D en imagerie rotationnelle R-X..... | 65 |
| 8.3. Interventions guidées par l'image | 66 |
| Références | 68 |

Curriculum vitae

Nom patronymique : TOUMOULIN
Nom marital : TOUMOULIN FAUVE
Prénoms : Christine - Gisèle
Date et lieu de naissance : 12 - 07 - 61 - ROCHEFORT (17)
Nationalité : Française

Fonctions : Maître de Conférence Hors Classe – Section 61
Etablissement actuel: IUT Rennes – département GEII
UMR U642 - LTSI

TITRES UNIVERSITAIRES :

- 1987 **THESE** de l'université de RENNES I - UER Structure et Propriété de la matière - Spécialité traitement du signal et télécommunications -
Sujet : Traitement d'images multimodalité dans un réseau d'imagerie médicale. Application à la segmentation d'images de radiologie numérique et de résonance magnétique.
- 1984: **D.E.A** Traitement de l'information - option signal - Université de RENNES I
- 1983 : **Maitrise E.E.A** - Université de RENNES I
- 1981 : **DUT Génie électrique** - option Automatique - IUT - POITIERS

EXPERIENCE PROFESSIONNELLE:

1983 - 1984 D.E.A Traitement du signal et Télécommunications:

Mon stage de recherche, au sein du Laboratoire Traitement du Signal de l'Université de RENNES I, a été consacré à l'élaboration d'une méthode automatique d'analyse du signal de mamométrie colique. J'ai développé un algorithme de détection des différents types d'ondes, caractérisant la qualité de la motricité musculaire, en introduisant un correcteur des dérives de lignes de base. Ce travail préliminaire a été depuis poursuivi dans le cadre de l'I.U.T de RENNES et à débouché sur la réalisation d'un prototype en cours d'expérimentation dans le service de gastro-entérologie du CHR de RENNES.

1984 - 1987 Thèse de Doctorat de l'Université de RENNES I:

Mon travail de recherche s'est décomposé en trois phases:

1984-1985 Formation aux méthodes d'analyse d'images. J'ai pu pendant cette période, me familiariser avec les techniques de base en les appliquant à l'imagerie médicale et à des images de microscopie électronique.

1985-1986 Implantation de primitives de morphologie mathématique sur processeur spécialisé (imagerie binaire et niveaux de gris) - ce travail a fait l'objet d'un détachement de 8 mois à la société GE/CGR à Buc - puis élaboration d'une application de consultation et de manipulation d'une imagerie multimodalité (gestion transparente des accès et des traitements d'images provenant de sources différentes: IRM - Scanner - Radiologie Numérique).

1986-1987 Conception d'algorithmes originaux de détection de structures vasculaires en Radiologie Numérique et du cortex en IRM .

1987-1989 Recherche post-doctorale

Outre ma participation à l'implantation en site hospitalier de la maquette S.I.R.E.N.E.(juin 88), mes activités se sont diversifiées dans les domaines suivants:

- Elaboration de méthodes de segmentation d'images Scanner et IRM dans le cadre du projet d'irradiation multi-faisceaux (radiothérapie tridimensionnelle de nouvelle génération),
- Participation à la mise au point d'une station de représentation et de manipulation d'objets 3D. Travail réalisé dans le cadre d'une collaboration GE-CGR / Laboratoire S.I.M:
 - > Implantation sur processeur spécialisé de primitives 3D relatives à l'analyse quantitative du volume (objet d'un détachement à GE/CGR (3mois)),
 - > Définition et développement d'une interface Homme/Machine faisant appel aux fonctionnalités 3D disponible sur le processeur (visualisation, manipulation et analyse quantitative). Encadrement d'un stagiaire de D.E.A pour l'implantation des écrans de dialogue.
 - > Evaluation clinique de ces fonctionnalités et validation de la chaîne de traitement (du Hard à l'interface H/M).

Janv - Oct 90 Chef de Projet PACS (Picture Archiving and Communication System) au CERIU (Centre Européen de Recherche en Imagerie à Usage Médical)

Prise en charge de l'activité RESEAU dans le domaine de l'image à savoir:

- Définition d'un réseau d'imagerie pour l'interconnexion de services hospitaliers au CHR Pontchaillou (rédaction d'un cahier des charges, prospection sur les produits actuellement disponible sur le marché, choix de technologie (topologie, systèmes d'interconnexion, type de réseaux ...)),
- Interconnexion du système d'information Radiologique (R.I.S) avec le réseau d'imagerie. Spécification réalisée en collaboration avec les radiologues et le service informatique du CHR (DSIO),
- Communication avec l'extérieur via les services publics (TRANSPACS, NUMERIS).

oct 90 - oct 91 Attachée temporaire d'enseignement et de recherche à l'IUT de RENNES I

depuis oct 91 Maître de conférence à l'IUT de RENNES I - département GEII

Activités d'enseignement

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Établissement : | IUT de Rennes |
| Discipline : | GEII (Genie Electrique et Informatique Industrielle) |
| Niveau: | 1 ^{er} cycle |
| Volume Horaire annuel: | 241 heures Equivalent TD 1 ^{re} Année : Informatique et Informatique Industrielle, 2 ^{me} Année : Informatique, Réseau LP mécatronique : Informatique, Réseau |
| Responsabilité : | Module ISI I1: Programmation – Algorithmie Module MC-II1: Programmation Orientée Objet: Le Langage Java Module AA : Matière ISI I1 |
| Formation Continue: | Coordinatrice d'un programme de formation du personnel technicien de la société Canon, Rennes (2003-2004) |
| Responsable Formation Licence professionnelle en alternance Mécatronique mention Ingénierie des Systèmes Automatisés et Robotique | |
| Auditeur interne "Qualité Certification ISO 9001" du: Service de la Formation Continue et de l'Alternance | |

Responsabilités pédagogique et administrative

➤ **Formation Continue:**

Coordinatrice d'un programme de formation du personnel technicien de la société Canon, Rennes (2003-2004)

➤ **Membre du conseil de département**

➤ **Auditeur interne Qualité Certification ISO 9001**

AFAQ de renouvellement de certification ISO 9001 de la SFCA

L'objectif de la norme ISO 9001 est d'aider les structures à répondre à l'évolution des besoins des clients en stimulant leur efficacité et en contribuant à l'amélioration de leur compétitivité.

Le SFCA a organisé sur l'année 2006-2007 une formation d'auditeurs internes Qualité ISO 9001 pour l'aider dans la mise en œuvre et la maîtrise de son système de management qualité. Les auditeurs internes ont pour rôle d'accompagner les responsables de services et de formations (10 sont actuellement administrées par le SFCA) dans cette démarche. Le SFCA a structuré, dans le cadre du développement de son système de management, ses services et les formations sous forme de processus. Elle distingue 45 processus :

- les processus de management (Direction, Ecoute et veille),
- les processus support (Communication, Ressources humaines, Achats)
- les processus de réalisation (Conception d'une formation, Sélection des stagiaires, Réalisation d'une formation, Evaluation de l'action de formation). Un processus de réalisation est associé à chaque formation.

Nous sommes actuellement 6 auditeurs internes. L'objectif est d'évaluer l'ensemble des processus sur une période de trois ans (en fonction des résultats d'audit, certains sont susceptibles de faire l'objet d'une réévaluation sur cette période).

➤ **Responsable pédagogique de la formation par alternance licence professionnelle mécatronique mention ingénierie des systèmes automatisés et robotique :**

Cette licence a été créée en 2002 par Guy Carrault qui en a eu la responsabilité jusqu'en juin 2008. Elle était, jusqu'à cette année, proposée en formation initiale.

J'ai ensuite repris la responsabilité de cette licence et l'ai réorganisé pour la passer en formation par alternance

Bien que reprenant officiellement la responsabilité à partir de juin 2008, je me suis investie dans cette licence dès septembre 2007 pour préparer sa transformation à l'alternance.

- J'ai en particulier pris en charge la rédaction du dossier de réhabilitation de cette licence.
- Je travaille en collaboration avec le service de formation continue (SFCA) pour organiser sa mise en place (budget prévisionnel, rédaction de documents descriptif de la formation, traitement des dossiers VAE, discussions avec l'UIMM sur les aspects financiers (prise en charge financière de la formation) et technique (développement de notre réseau de professionnels et d'entreprises)

- J'organise et j'anime des réunions avec l'équipe enseignante pour organiser et planifier les enseignements (aménagement des emplois du temps, mise en place de modules d'adaptation, intégration de la licence dans le système de management qualité, ...).
- Prospection des entreprises : Je réalise la promotion de la formation auprès des entreprises (mailing, téléphone, visite) et construit un fichier d'entreprises potentiellement intéressées pour accueillir un stagiaire dans le cadre de l'alternance. J'ai conduit dans ce cadre, la réalisation d'un certain nombre de documents à visé publicitaire ou d'information.
- J'accompagne la construction d'une plateforme pédagogique mécatronique à travers l'organisation de réunions de travail. Fondamentalement pluridisciplinaire, cette plate-forme a pour objectif de mutualiser les activités d'enseignement (ressources pédagogique et technique) autour d'un projet commun intégrant un ou plusieurs systèmes mécatronique. Elle aura pour rôle d'illustrer les enseignements de la robotique, de la commande et de l'intégration de systèmes, de l'informatique industrielle et de la conception de systèmes pilotés. Elle permettra aux étudiants à travers la réalisation de travaux pratiques et de projets, de développer les compétences nécessaires une appréhension globale du système mécatronique.

Activité d'enseignement

Depuis l'année 2000, mes enseignements se sont situés dans le domaine de l'informatique et l'informatique industrielle à destination des élèves de Génie Electrique 1^{re} et 2^{me} Année. Ils se sont ensuite étendus à l'enseignement des réseaux locaux industriels.

La mise en place du nouveau PPN à la rentrée 2005, a conduit à une restructuration complète des enseignements sous forme de modules répartis dans quatre unités d'enseignements (UE). Certains modules, complètement nouveaux tels que ceux traitant des réseaux locaux industriels ou de la programmation orientée objet, ont du être montés très rapidement pour être opérationnels dès la rentrée 2006. J'ai choisi de m'investir dans ces nouveaux thèmes car je souhaitais à la fois diversifier mes enseignements et acquérir de nouvelles compétences.

Mes interventions se situent actuellement en 1^{re} et 2^{me} année à la fois dans :

- Le Cœur de compétence :
 - UE3 - Informatique - Module ISI - II : Algorithmie, Programmation en langage C (Module de 60 heures : 10 heures de cours, 20 heures TD et 30 heures TP)
J'ai pris la responsabilité de ce module en septembre 2004. J'organise et j'anime les réunions de travail et de réflexion avec les enseignants intervenant en TD et TP. Je contribue de manière importante à la rénovation des TP en informatique (prise en charge à hauteur de 80 % du travail) et aux enseignements avec en particulier la mise en place d'un cours d'algorithmie de 10 heures dès la rentrée 2004. J'ai rédigé deux documents de cours respectivement sur le langage C intitulé "Introduction au langage C" (80 pages) et sur l'algorithmie "Quelques éléments d'algorithmie" (47 pages).
 - UE3 – Microprocesseur – Module ISI -II2 : Architecture des systèmes à processeurs
Cet enseignement initialement dispensé en 2^{me} année a été déplacé en 1^{re} année en septembre 2005.

Avant 2005, le nombre horaire était de 20 heures de cours, 40 heures de TD et 57 heures de TP. J'avais en charge un groupe de 24 étudiants en TD et TP. J'ai participé à une première rénovation de l'informatique industrielle de 2^{me} année en l'an 2000 (à hauteur de 30%). Cette rénovation a consisté à réactualiser notre support matériel basé avant l'an 2000 sur des PC Atari ST pour évoluer vers un système embarqué au standard PC104. Une chaîne de développement croisé avait été mise en place qui s'articulait autour d'un ordinateur PC classique, sur lequel étaient effectués les développements logiciels ainsi que la mise au point des programmes téléchargés sur la cible PC 104. Nous étions ainsi passés d'une architecture basée MOTOROLA à une architecture reposant sur un processeur INTEL.

J'ai ensuite participé à la mise en place du module ISI-II2 (60 heures réparties identiquement à celles du module II1) dans le cadre du nouveau PPN. Les cours s'articulent autour des notions enseignées jusqu'ici en 2^{me} année. Le contenu des cours, TDs et TP a été revu pour s'ajuster aux nouvelles contraintes horaires et prendre en compte un nouveau système embarqué industriel "RABBITCore RMC2200" associant un kit de développement de type "Smartcat BL2100". J'interviens dans la rénovation de cet enseignement à hauteur de 30%.

- UE3 - Automatismes industriels et réseaux – Module MC-ARS3: Réseau locaux industriels (équipe de 3 personnes)

J'ai participé à la mise en place des modules réseaux ARS3 (30 heures), MC-ARS22 (30 heures) et MC-ER-ARS22 (30 heures). L'objectif est d'apporter aux étudiants un savoir et un savoir faire sur les réseaux locaux industriels (thèmes traités: techniques de transmission de données dans un contexte industriel, supports physiques et câblage, équipements réseau, sécurité, norme OSI, ...) et sur Ethernet en particulier avec la mise en œuvre d'un réseau Ethernet dans un contexte industriel.

J'interviens dans la mise en place de cet enseignement à hauteur de 30%.

- Les Modules Complémentaires

- "Apprendre Autrement (S1)": Matière: Algorithmique, Programmation (15 heures)
Responsable de la mise en place de ce module dans cette Matière

Il s'agit de proposer aux étudiants un projet de développement logiciel sur une durée de 15 heures dans lequel ils doivent mettre en œuvre une méthodologie de développement basée sur le modèle de cycle en V. L'objectif est double: d'une part les sensibiliser sur l'intérêt des étapes amont d'analyse avec la construction d'algorithmes, et, aval, de tests qui permettent de valider le produit; d'autre part leur permettre de réviser et mieux exploiter les différents éléments du langage de programmation. Les étudiants fournissent à l'issue de ce travail un document de spécification logiciel. Je suis intervenue dans la mise en place de cet enseignement à hauteur de 100%.

- "métiers": Projet Personnel et Professionnel

J'ai fait partie, pendant 2 ans, de l'équipe pédagogique qui a construit le module "Métier : Projet Professionnel et Personnel" et j'ai participé à sa mise en œuvre auprès des étudiants avec l'objectif de les aider à préciser leur projet personnel et professionnel en vue de faciliter leur décision en terme d'orientation. Ce module s'organise autour des étapes suivantes: la connaissance de soi, la définition des objectifs par rapport aux motivations et capacités, la recherche d'information sur les métiers du GEII, la focalisation sur un métier en particulier avec l'interview d'un professionnel, le choix d'un parcours de formation à l'issue de la 1^{re} année.

- UE3 - Automatismes industriels et réseaux – Module MC-ARS22: Ethernet industriel et télécontrôle par internet (cf. Cœur de compétence Module ARS3)

- UE3 - Etude et Réalisation – Module MC-ER-ARS22: Mise en place d'un Réseau Ethernet (cf. Cœur de compétence Module ARS3)
- UE3 - Informatique – Module MC-III: Programmation orientée Objet: le langage Java (Responsable du module)

J'ai également contribué en collaboration avec une collègue à la mise en place d'un module de 30 heures en Programmation Orienté Objet: MC-III (Thèmes abordés: la programmation objet et la conception orientée objet à travers le langage UML, le langage Java). J'ai contribué à la mise en place de cet enseignement à hauteur de 60%.

J'ai rédigé un document de cours à destination des étudiants intitulé "Introduction au langage Java" (90 pages)

Récapitulatif des volumes horaires sur la période 2002 - 2009:

| Année | Volume Horaire | | | Niveau |
|------------------------|------------------------------------|----------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| | Cours | TD | TP | |
| 2002/2003 2003/2004 | | 24 H 40 H | 42 H 57 H | 1 ^{re} Année 2 ^{me} Année |
| 2004/2005 | 10 H | 24 H 40 H | 42 H 57 H | 1 ^{re} Année 2 ^{me} Année |
| 2005/2006 | 10 H | 20 H 2* 20H 30 H 15 H 40 H | 30 H 30 H 57 H | 1 ^{re} Année Module ISI 1 1 ^{re} Année Module ISI 2 Module AA Module PPP 2 ^{me} Année: Architecture des systèmes à processeur |
| 2006/2007 | 10 H 2h | 20 H 2* 20 H 15 H 15 H 8 H 8 H 7 H | 30 H 30 H 18 H 16 H 28 H 20 H | 1 ^{re} Année - Module ISI 1 1 ^{re} Année - Module ISI 2 1 ^{re} Année - Module AA 1 ^{re} Année - Module PPP 2 ^{me} Année - ARS3 2 ^{me} Année - MC-ARS22 2 ^{me} Année - MC-ER-ARS22 2 ^{me} Année - MC-III |
| 2007/2008 | 10 H 7h | 20 H 2* 20 H 7 H 16 H 8 H 7 H | 30 H 30 H 36 H 16 H 28 H 20 H | 1 ^{re} Année - Module ISI 1 1 ^{re} Année - Module ISI 2 1 ^{re} Année - Module AA 2 ^{me} Année - ARS3 2 ^{me} Année - MC-ARS22 2 ^{me} Année - MC-ER-ARS22 2 ^{me} Année - MC-III |

| | | | | |
|-----------|------|------|------|---------------------------------------------|
| 2008/2009 | 10 H | 20 H | 30 H | 1 ^{re} Année - Module ISI 1 |
| | | 20 H | 30 H | 1 ^{re} Année - Module ISI 2 |
| | | 7 H | | 1 ^{re} Année - Module AA |
| | 7h | 16 H | 36 H | 2 ^{me} Année - ARS3 |
| | | 8 H | 16 H | 2 ^{me} Année - MC-ARS22 |
| | | 7 H | 28 H | 2 ^{me} Année - MC-ER-ARS22 |
| | | 8 H | 20 H | 2 ^{me} Année - MC-II1 |
| | | | 21 H | LP mécatronique – Informatique |
| | | | 15 H | LP mécatronique – Réseau locaux industriels |

Activités de recherche

1. Projets de recherche

- Ministère de la recherche et de la Technologie: *Programme d'Action Intégré*: Polonium Project (03323R), 7127 €, 2001-2003 (Porteur : Christine Toumoulin)
- Région Bretagne: *CRITT Santé Bretagne*, 15000 €, 2002-2003
- Ministère de la recherche et de la Technologie: *Programme de Recherche Avancé* (PRA SI02-01), 14000 €, 2003 – 2004
- *Programme PluriFormation* Contractualisation (2005-2008) (Responsable : Christine Toumoulin)
titre: Outils methodologiques en analyse spatio-temporelle de sequences d'images medicales : application en oncologie
- *Projet IMOP*, référence : 04 T 187 - 188 - 189 - 190 CITH, 2005-2008 (Responsable : Mireille Garreau, Christophe Leclerc)
Titre : Optimisation de pose de prothèses cardiaques implantables
Contribution pour le développement d'outils pour l'extraction et la caractérisation du réseau veineux en vue d'anticiper les difficultés d'introduction du stimulateur et optimiser la trajectoire de la sonde ainsi que le choix du site d'implantation.
- *ANR Mésange*, référence ANR-08-BLAN-0198-02, 2009 – 2013 (Porteur du Projet: Laurent Cohen, Responsable du projet coté LTSI : Christine Toumoulin), 160 000 €
Titre : Estimation du Mouvement des coronaires à partir d'une séquence de projections rotationnelle R-X
- *EuHeart* : Projet Européen coordonné par Philips Medical, rassemble des partenaires privés et publics issus de 16 organismes de recherche, du monde universitaire, industriel et médical de 6 pays d'Europe. (Responsable coté LTSI : Jean Louis Coatrieux)
Contribution pour le développement d'algorithme d'extraction des artères et des veines coronaires sur des images IRM et scanner (sur volume statique et séquence dynamique)

2. Direction de Recherche

Stage ingénieur

- O. Triki (taux d'encadrement 100%)
"Extraction de vaisseaux dans une base de données 3D", Stage d'étude d'école d'ingénieur: Institut National des Telecoms, Septembre 2000 – Juin 2001
- C. Marchais (taux d'encadrement 100%)
"Segmentation d'images angiographiques des coronaires", Stage d'étude d'école d'Ingénieur: Institut National des Sciences Appliquées (INSA), 26 Juin – 30 septembre 2002
- X. Bao (taux d'encadrement 100%)
"Conception d'une interface graphique en Visual C++: Intégration d'un algorithme de level set pour l'extraction des structures vasculaires en imagerie scanner multibarette.", Séjour organisé dans le cadre de l'action de coopération avec la Chine, 10 Novembre 2003 – 10 Janvier 2004.
- D. XU (taux d'encadrement 100%)
"Developpement d'outil de segmentation pour l'extraction des réseaux vasculaires", Séjour organisé dans le cadre de l'action de coopération avec la Chine, 1^{er} Septembre – 31 Octobre 2004
- G. Yang (taux d'encadrement 100%)
"Construction d'un Atlas 3D en imagerie Scanner multibarette", Séjour organisé dans le cadre de l'action de coopération avec la Chine, 1^{er} Mars – 30 Avril 2005.
- P. Wang (taux d'encadrement 100%)
"Extraction du foie en imagerie scanner multibarette", Séjour organisé dans le cadre de la collaboration avec la Chine, 15 novembre 2005 – 15 Avril 2006

- L. Xi (taux d'encadrement 100%)
"Segmentation des coronaires en imagerie rotationnelle R-X par une méthode de champs de markov", Séjour organisé dans le cadre de l'action de coopération avec la Chine, 15 oct. – 15 déc. 2007.

Stage Master

- J. Bernaud (taux d'encadrement 100%)
"Décomposition en valeurs singulières d'images coronarographiques", *DEA Signaux et Images en Biologie et en Médecine*, Juin 92.
- J. Brieva (taux d'encadrement 60 %)
"Analyse de critères perceptuels et implantation d'une méthode d'association fondée sur le recuit simulé. Application à la formation d'entités structurelles 2D sur les images angiographiques", *DEA Traitement de l'information*, Université de Rennes1, Septembre 96
- F.Djabelkhir (taux d'encadrement 100%)
"Segmentation d'images angiographiques des coronaires par une technique de level set", Stage de DEA STIR Université de Rennes 1, 01 mars – 30 septembre 2003
- Y.Wang (taux d'encadrement 100%)
"Extraction des structures vasculaires en angiographie cardiaque à partir des moments géométriques associés à une méthode de suivi de structures", Stage de 2^{me} année de Master en imagerie biomédicale, Laboratory of Image Science and Technology, South East University, Nankin, Chine, Septembre 2004 – Juin 2005
- A. Bousse (taux d'encadrement 50%)
"Extraction de plaques d'athéromes en imagerie multibarrette", Master 2 Recherche mention Mathématique, Université de Rennes 1, 22 juin 2005
- M. Garcia (taux d'encadrement 50%)
"Extraction du réseau veineux des coronaires en imagerie scanner multibarrette", Master 2 Génie Biomédical à l'Université de Nice-Sophia Antipolis, Avril – sept. 2007
- L. Mayaud (taux d'encadrement 40%)
"Extraction des coronaires sur une séquence dynamique en imagerie scanner multibarrette", Master 2 Génie Biomédical à l'Université d'Angers, mars – juin. 2008

Thèse

- **M. Fei**
"Reconstruction d'entités structurelles 2D par groupement perceptuel sur des images angiographiques coronarographiques", Thèse de l'Université de Rennes1, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Juillet 95**
- **J. Brieva**
"Analyse structurelle par mise en correspondance de lignes en angiographie cardiaque", *Thèse de l'Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Février 2001**
- **C. Boldak** (taux d'encadrement 60%)
"Extraction des structures vasculaires en angiodensitométrie: Caractérisation et quantification des pathologies", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Décembre 2003**
- **J. Gu** (taux d'encadrement 90%)
" Mise en Correspondance de données multimodales pré- et per-opératoires en imagerie médicale: Approches fondées sur les méthodes structurelles", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Septembre 2002 – **Aout 2005**
- **S. Laguitton**(taux d'encadrement 80%)
"Suivi spatio-temporel des artères coronaires en imagerie scanner multibarrette", *Thèse de l'Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Janvier 2008**
- **G. Yang** (taux d'encadrement 70%)
" Environnement de simulation pour l'évaluation des algorithmes de reconstruction 3D en angiographie rotationnelle R-X ", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Décembre 2008**
- **A. Bousse** (taux d'encadrement 40%)

"Reconstruction 3D des coronaires en imagerie Rotationnelle RX ", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Décembre 2008**.

- **M-P. Garcia** ((taux d'encadrement 50 %)

"Caractérisation du réseau veineux en Imagerie Scanner 4D et Planification de pose de stimulateur cardiaque", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Janvier 2011**.

- **L. Xi** (taux d'encadrement 70 %)

"Reconstruction 3D des coronaires en imagerie Rotationnelle RX ", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, **Avril 2011**.

3. Animation de la recherche

3.1. Collaborations Internationales

Collaboration France-Pologne: J'ai été maître d'œuvre du projet de collaboration avec la Pologne et ai eu la responsabilité de cette collaboration jusqu'en décembre 2005. Ce projet a été initié en 1996. Il a bénéficié d'un programme d'action intégrée: Polonium 2001 et a débouché sur une convention de recherche entre les laboratoires concernés et sur les cotutelles de thèse de trois jeunes chercheurs Polonais (M. Kretowski, C. Boldak et D. Duda). Son programme concerne l'Imagerie micro et macro-vasculaire. Un accord de coopération entre les deux institutions (Université de Rennes 1 et Ecole Polytechnique de Bialystok), a été signé. Cette collaboration a permis de notre côté de bénéficier d'un partenaire de haut niveau sur le plan informatique et dans le domaine des statistiques (data mining). Côté polonais, la collaboration a permis à l'équipe de s'investir dans le domaine médical, de créer une formation doctorale pour répondre aux exigences de la double délivrance de diplômes dans le cadre d'une cotutelle de thèse, ainsi qu'une formation "technologie pour la santé".

Collaboration France-Chine: Cette collaboration entre les deux laboratoires (Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image de l'Université de Rennes 1 et Laboratoire Image, Science et Technologie de l'Université du SudEst) est effective depuis plus de 10 ans. Elle a bénéficié des Programmes de Recherche Avancé PRA 98-01 et PRA 2003 – 2005, intitulé "Imagerie Virtuelle et Thérapies assistées par Ordinateur". Un accord cadre de collaboration entre les deux universités, a été récemment signé. J'ai participé à la mise en place du CENTRE de RECHERCHE en INFORMATION BIOMEDICALE SINO-FRANÇAIS (CRIBs) et j'interviens également dans les programmes d'échange entre les deux laboratoires ainsi que dans la mise en œuvre et la réalisation du programme de travail établi sur la période 2005-2009. Les cotutelles de thèse dont j'ai eu la responsabilité (M Jia Gu, Guanyu YANG et Alexandre BOUSSE, et celle de Mlle Xie) ont d'ailleurs été obtenues dans ce contexte.

3.2. Fonctions d'intérêt collectif exercées au sein de l'unité

- **Assistante Editoriale de la revue américaine IEEE Transactions on BioMedical Engineering** (Juillet 1996 – Juillet 2001). Mon travail a porté sur l'administration scientifique de la revue, la gestion du personnel (3 à 4 salariés selon les périodes) et du budget de fonctionnement. Cette activité me prenait 40% de mon temps.
- **Editrice Associée** journal IEEE Transaction on BioMedical Engineering (T-BME) de septembre 2002 à Décembre 2006 (Management d'un flot moyen de 6 à 7 papiers).
- Obtention d'un Congé pour Recherches ou Conversions Thématiques (**CRCT**) sur l'année universitaire 2002 -2003 (1 an)
- Membre du conseil de laboratoire
- **Trésorière de l'association SFGBM** (Société Française de Génie Biologique et Médical) depuis janvier 2008

3.3. Organisation de colloques ou de congrès

- **Membre du comité d'organisation de l'Ecole d'été IEEE "Biomedical Imaging"** (éditions 1996, 2000, 2002, 2004, 2006), tenues dans l'île de Berder (Golfe du Morbihan). Cette conférence a lieu tous les deux et a pour objet d'inviter 10 conférenciers parmi des personnalités reconnues dans le domaine de la recherche en imagerie biomédicale pour donner des cours à des futurs chercheurs en dernier de thèse ou en année postdoctorale. Les participants, une cinquantaine, sont sélectionnés par un comité scientifique international. Mon travail consistait à m'occuper de l'organisation de la conférence, gérer le budget de l'école, les inscriptions des candidats et prendre en charge les relations avec les candidats. J'intervenais également pendant l'école pour participer à l'organisation sur site (sur 10 jours). Ce travail d'organisation démarre 6 mois avant la conférence et se termine 3 mois après.

3.4 Participation comite national et international

- Membre de la société française de GBM: SFGBM
- **Chairwoman** dans le cadre de deux sessions (Image Filtering and Processing, Image Segmentation) pour la conférence IEEE EMBS de Cancun (Mexique) qui s'est tenue du 17 au 21 septembre 2003
- **Referee** pour les revues IEEE Transactions on Medical Imaging , IEEE Transactions on BioMedical Engineering, Medical & Biological Engineering & Computing, revue française du GBM : ITBM-RBM
- **Comité national** conférence 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, 23-26 aout 2007

3.5 Prix scientifiques et distinctions

- Award IEEE EMBS in recognition of outstanding Service and volunteer efforts as Editorial Assistant of the Tansactions on Biomedical Engineering 1996-2001
- Médaille de la ville de Rennes : Janvier 2003.
- Prime d'encadrement doctorale depuis Octobre 2000

Liste des publications

1990 – 2009

Publications sous forme d'article dans des revues

1990

- Coatrieux J.L., *Toumoulin C.*, Hamon C., Luo L.M., Future trends in 3D medical imaging, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 9(4), 1990, 33:39.
- Toumoulin C., Collorec R., Coatrieux J.L., Vascular network segmentation in DSA images: A comparative study, *Medical Informatics* 15, 1990, 333:341.
- Coatrieux J.L. - Toumoulin C. - Hamon C. - Luo L.: Future trends in 3D medical imaging - *IEEE Engineering in Medicine and Biology* - (9) - n°4 - pp33-39, 1990

1996

- Coatrieux J.L., *Toumoulin C.*, Collorec R., 3D cardiac modeling: a computer vision approach in spatio-temporal images sequence, *J. Biological Systems*, 4, 2, 1996, 181:197
- Mao F., *Toumoulin C.*, Fusion de données en coronarographie par groupement perceptuel, *Innov.Techn. Biol. Med.*, vol n°17(6), 1996.

1997

- *Toumoulin C.*, Mao F. Spatio-temporal grouping for the formation of vascular segments in coronarography image Sequence. *Technology and Health Care*, 1997, 5(5) : 383-406.
- Coatrieux J.L., *Toumoulin C.* Computational vision and structural modeling in cardiac vascular network reconstruction. Y. Goussard Ed., *IEEE Eng. Med. Biol.*, Monography, 1998 : 83:110.

2001

- *Toumoulin C.*, Boldak C., Dillenseger J.L., Coatrieux J.L., Rolland Y.: Fast detection and characterization of vessels in very large 3-D data sets using geometrical moments, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 48, N°5, 2001, 604:606.

2002

- Gu J., Shu H., *Toumoulin C.*, LUO L.M.: A novel algorithm for fast computation of Zernike moments. *Journal of Pattern recognition*. Vol 35, 2002, 2905:2911
- Coatrieux J.L., Roux C., *Toumoulin C.*: The 2002 IEEE EMBS International Summer School on Biomedical Imaging: From Medical to Biological Imaging. *IEEE Eng. In Medicine and Biology Magazine*, Nov/dec 2002, vol 21(6), 22:24.

2003

- Boldak C., Rolland Y., *Toumoulin C.*, Coatrieux J.L.: An improved model-based vessel tracking algorithm with application to Computed Tomography Angiography; *Journal of "Biocybernetics and Biomédical Engineering"*, vol 3 (1), 2003, 41:64.
- *Toumoulin C.*, Brieva J., Bellanger J-J, Shu H: String Matching Techniques for High Level Primitive Formation in 2-D Vascular Imaging, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 7(4), 2003, 291-301
- Gu J., Luo L.M., Shu H.Z., *Toumoulin C.*, The application of regularization method and non-rigid matching in dynamic medical image analysis, *Journal of Image and Graphics*, 8(5), 2003, 540:545.
- Larralde A., Boldak C., Garreau M., *Toumoulin C.*, D. Boulmier, Y. Rolland: Evaluation of a 3D segmentation software for the coronary characterization in Multi-Slice Computed Tomography, Second International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, Functional Imaging and Modeling of the Heart, Second International Workshop, Lyon, France, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2674, Springer, 2003, 39:51.

2004

- Qin L., Shu H., Jin F., *Toumoulin C.*, Luo L., "Two new algorithms for fast computation of Legendre moments". *Acta Electronica Sinica*, 32(1), 25-28, 2004
- Yang G, Shu H, Zhou W, Li S, *Toumoulin C.*, Luo L. "A Novel Algorithm for Fast Computing Legendre Moments of Gray Level Images". *Chinese journal of computers*, 27(12): 1642-1647, 2004.

2005

- Yang G.Y., Shu H.Z, Han G.N., *Toumoulin C.*, Luo L.M., "Efficient Legendre moment computation for grey level images", *Pattern recognition*, vol 39, pp 74-80, Aout 2005
- Zhou J., Shu H., Zhu H., *Toumoulin C.*, Luo L.: " Image analysis by discrete orthogonal Hahn moments", M. Kamel and A. Campilho Eds: *ICIAR 2005*, LNCS 3656, Springer Verlag Berlin Heidelberg, pp 524-531, 2005

2006

- Hui Zhang, Jian Zhou, *C. Toumoulin*, Huazhong Shu, Fast computation of Tchebichef moments, Journal of Southeast University, vol. 36(5), 2006, 857-862.
- H.Q. Zhu, H.Z. Shu, J. Zhou, *C. Toumoulin*, L.M. Luo, Image reconstruction for positron emission tomography using fuzzy nonlinear anisotropic diffusion penalty, Med. Bio. Eng. Comput., vol. 44, 983-997, 2006.
- Coatrieux JL, Roux C, *Toumoulin C*, Hamitouche C, Shu H, Haigron P, Burdin V: Imaging and Modeling living Systems, Biomedical Imaging VII, IEEE EMBS International Summer School, J.L. Coatrieux, C. Roux Editors, 2006, 7-20.
- Bousse A., Boldak C., *Toumoulin C.*, Yang G., Laguitton S., D. Boulmier D., "Coronary Extraction and Characterization in Multi-Slice Computed Tomography", *Innovation et technologie en biologie et médecine ITBM-RBM*, 27(2006), 217-226

2007

- H.Z. Shu, X.D. Bao, *C. Toumoulin*, L.M. Luo, Radix-3 algorithm for the fast computation of forward and inverse MDCT, IEEE Signal Processing Letters, vol. 14(2), 93-96, 2007.

2008

- Zhou J., Bousse A., Yang G., Bellanger J-J, Luo L., *Toumoulin C.*, Coatrieux J.L, A blob-based tomographic reconstruction of 3D coronary trees from rotational X-ray angiography, Conférence SPIE Médical imaging, San Diego, CA USA, 16-21 février 2008, pp 6913-94, N°6913.

2009

- S. Laguitton, *C. Toumoulin*, Analyse de mouvement : une revue Movement analysis: A review, Journal Ingénierie et Recherche BioMédicale (IRBM), Eds Elsevier, (30) 72-84, 2009
- Bousse A, Zhou A., Yang G, Bellanger J-J, *Toumoulin C.*, Motion Compensated Tomographic Reconstruction of Coronary Arteries in Rotational Angiography, IEEE Transaction on BioMedical Engineering, 56(4), 1254-1257, 2009
- Laguitton S., Boldak C., *Toumoulin C.*, Temporal Tracking of Coronaries in Multi-slice Computed Tomography, Numéro spécial 'Contributions au colloque GretsI 2007', journal Traitement du Signal, ISSN : 0765-0019, 26(1), 1-11, 2009.
- Yang G., Zhou J., Boulmier D., Garcia M-P., Luo L, *Toumoulin C.*, Characterization of 3D Coronary Tree Motion from MSCT Angiography, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Accepté pour publication.

Publications de revue dans des livres ou ouvrages

- Burdin V., Solaiman B, *Toumoulin C*, Roux C : Image Processing Paradigms in Medecine, in *Medical Imaging IV*, C. Roux, J.L. Coatrieux IEEE Press, June 2000, pp 4 – 40, IEEE Press, 2000
- *Toumoulin C.*, Burdin V., Haigron P., Magin I., Stindel E., Roux C., Coatrieux J-L. Diversity and Emergence in Biomedical Imaging, In: *Biomedical Imaging V, IEEE EMBS Summer School Book Series*, C. Roux and J.L. Coatrieux Eds, IEEE Press, 2002.
- V. Burdin, *C. Toumoulin*, G. Cazuguel, M. Garreau, J. J. Jacq, P. Haigron, J. Udupa, J. L. Coatrieux, and C. Roux, "Biomedical Imaging and modeling in Bio-engineering, in "Biomedical Imaging 6", *IEEE EMBS Book Series*, pp. 11-24, 2004
- *C. Toumoulin*, C. Hamitouche, V. Burdin, P. Haigron, H. Shu, J-J Jacq, C. Roux, J-L. Coatrieux, " Imaging and Modeling Living Systems", in "Biomedical Imaging 7", *IEEE EMBS Book Series*, pp. 07-20, 2006

Publications sous forme d'article dans des conférences avec actes et comité de lecture

1990

- Coatrieux J.L., Janin P., *Toumoulin C.*, Le Noach R., Représentation tridimensionnelle en imagerie médicale: bases théoriques, *Actes 3me Journée Française Informatique Médicale*, Nîmes, France, Mai 1990, 93:103.

1991

- Gibaud B., *Toumoulin C.*, Scarabin J.M., PACS activities at the University of Rennes, *NATO ASI Meeting, "PACS in Medicine"*, Evian, Oct 1990, vol F14, H.K. Huang et al., Springer Verlag, 1991, 263:265.

1992

- Lecornu L., *Toumoulin C.*, Roux C., Senhadji L., Using SVD and wavelet transforms for the analysis and the segmentation of digital subtraction angiography images, *IEEE Computer in Cardiology*, Durham, Caroline du Nord, 11-14 October 1992, 655:658.

- Mao F, Ruan S., Bruno A., *Toumoulin C*, Collorec R., Extraction of structural features in digital subtraction angiography, *Int. Biomed. Eng. Days*, Istanbul, Turquie, August 1992, 166:169.

1995

- Coatrieux J.L, Mao F., *Toumoulin C*, Collorec R., 2D and 3D motion analysis in digital subtraction angiography in: *Computer vision, Virtual reality and Robotics in Medicine*, N Ayache Ed, Lecture Notes in Computer Science, Springer Verlag, 905, 1995, 295:301

1996

- Mao F., *Toumoulin C*, Fusion de données en coronarographie par groupement perceptuel, *Innov.Techn. Biol. Med.*, 8^{ème} Forum Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical, Toulouse 6-7 Juin 1996, 40:41.
- Mao F., *Toumoulin C.*, Coatrieux J.L., Luo L.; "Extraction de structures vasculaires par regroupement perceptuel en coronarographie". 10^{ème} Congrès AFCET-AFIA, Recon. Formes Intel. Artif., 1996, 148:157.

1997

- Brieva J., *Toumoulin C.*, Wendling F. Extraction of vascular segments in coronarographic image by means of string matching. 19th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Chicago, 1997, 814:817.

1999

- *Toumoulin C.*, Brieva J., Bellanger J.J. Analyse structurelle en angiographie cardiaque. 17^{ème} colloque GRETSI sur le Traitement du Signal et des Images, Vannes, 13-17 sept. 1999, pp 579-582
- Brieva J., *Toumoulin C*, Bellanger J.J, Luo L.: Structural Analysis On Coronarographic Images, *CBME 99*, 10-13 Nov 1999, Pekin, 174:176

2001

- Boldak C, *Toumoulin C.* , Coatrieux J-L: Fusion for optimal path recovering in cerebral x-ray angiography. *SPIE, Progress in Biomedical Optics and Imaging, Image Processing*, 19-22 february 2001, San Diego, 4322 : 1234:1242 .
- Triki O., Boldak C., Rolland Y., Lebruno B., *Toumoulin C.*: Visualisation des vaisseaux inférieurs en angio tomomodensitométrie par élimination des structures osseuses. *ITBM 11^{ème} Forum jeunes chercheurs*, Compiègne, 5-6 Juin 2001, 74:75.

2003

- Larralde A., Boldak C., Garreau M., *Toumoulin C.*, D. Boulmier, Y. Rolland: Evaluation of a 3D segmentation software for the coronary characterization in Multi-Slice Computed Tomography, Second International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, Functional Imaging and Modeling of the Heart, Second International Workshop, Lyon, France, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2674, Springer, 2003, 39:51.
- Qin L., Shu H., Jin F., *Toumoulin C.*, Luo L., Two new algorithms for fast computation of Legendre moments. Visual Communications and Image Processing 2003, 8-11 July, 2003, University of Italian Switzerland (USI), Lugano, Switzerland, Touradj Ebrahimi, Thomas Sikora Editors, Proceedings of SPIE, Vol 5150, 2003, 2114:2121.
- Gu J., *Toumoulin C.*, Shu H., Spatio-temporal registration in coronary angiography, 25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Cancun, 17-21 september 2003, 584:587.
- Boldak C., *Toumoulin C.*, Coatrieux J.L, 3D segmentation and characterization of lower limbs vessels in Multi-Slices Computed Tomography, 25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Cancun, Mexique, 17-21 september 2003, 582:583.
- Bellanger J-J., Brieva J., *Toumoulin C.*, Multi-line matching for vessel formation in X-ray coronarography: a comparison of three algorithms, 25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Cancun, Mexique, 17-21 september 2003, 588:591.
- Jiang X., Shu H., *Toumoulin C.*, Gu J., Zhang H., Luo L., Surface Reconstruction of Complex Contour Lines By Means of Chain code Matching Technique, 25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Cancun, Mexique, 17-21 september 2003, 522:524.
- *Toumoulin C.*, Boldak C., Garreau M., Boulmier D., Coronary Characterization In Multi-slice Computed Tomography, Computer in Cardiology Conference, Thessaloniki, Greece, 21-24 September 2003, vol 30, 2003, 749:752.

2004

- Brieva J., *Toumoulin C*, Gálvez M., Coronary Extraction and characterization in angiographic imaging, 26th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), San Francisco, 1-4 september 2004.

2005

- Laguitton S., *Toumoulin C.*, Coatrieux J-L, Boldak C., Boulmier D., "Suivi 3-D des coronaires en imagerie scanner multibarrette par moments geometriques : resultats preliminaires", 13^{ème} Forum Recherche en GBM Journées Sciences, Technologies et Imagerie pour la Médecine (JSTIM), 21-22-23 mars 2005 NANCY France

- Wang Y., *Toumoulin C*, Shu H., Coatrieux J-L, "Extraction of coronaries in x-ray angiography by means of 2-d geometrical moments", 13ème Forum Recherche en GBM Journées Sciences, Technologies et Imagerie pour la Médecine (JSTIM), 21-22-23 mars 2005 NANCY France
- Wang Y., *Toumoulin C*, Shu H., Coatrieux J-L, "Vessel extraction in coronary X-ray Angiography", 27th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Shanghai, China, Sept. 1-4, N° 780, 2005
- Yang G., *Toumoulin C*, Coatrieux J-L., Shu H., Luo L., Boulmier D., " A 3D Static Heart Model from a MSCT Data Set", 27th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Shanghai, China, Sept. 1-4, N° 1100, 2005.
- Simon A, Garreau M, Boulmier D, *Toumoulin C*, Le Breton H. Cardiac Motion Estimation in Multislice Computed Tomography Imaging Using a 4D Multiscale Surface-Volume Matching Process. In: Computers In Cardiology; 2005; Lyon, France: IEEE; 2005. p. 219-222.

2006

- G. Yang, A. Bousse, *C. Toumoulin*, H. Shu, A multiscale tracking algorithm for the coronary extraction in MSCT Angiography, 28th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), New York, USA, Aug. 31 – Sept 3, 2006, 3066-3069.
- S. Laguitton, C. Boldak, A. Bousse, G. Yang, *C. Toumoulin*, " Temporal tracking of coronaries in MSCTA by means of 3d geometrical moments", 28th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), New York, USA, Aug. 31 – Sept 3, 2006, 924-927.

2007

- X Bao, D Xu, *C Toumoulin*, L Luo, Volume Reconstruction Based on Non-rigid Registration, 6535-6538, Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lyon, France, August 23-26, 2007.
- G. Yang, A. Bousse, *C. Toumoulin*, H. Shu, Simulation Environment for the Evaluation of 3D Coronary Tree Reconstruction Algorithms in Rotational Angiography, pp. 4484-4487, Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lyon, France, August 23-26, 2007.
- Laguitton S., Boldak C., *Toumoulin C.*, Temporal Tracking of Coronaries in Multi-slice Computed Tomography, Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1 (2007) 4512-4515
- A. Bravo, R. Medina, M. Garreau, M. Bedossa, *C. Toumoulin* and H. Le Breton, Coronary extraction in rotational angiography", IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health, September 24th–28th, 2007 Margarita Island, Venezuela.
- Laguitton S., Boldak C., *Toumoulin C.*, Temporal Tracking of Coronaries in Multi-slice Computed Tomography, 21° Colloque GRETSI, Troyes, FRA, 11-14 septembre 2007, 57-60.

2008

- Alexandre Bousse, Jian Zhou, GuanYu Yang, Jean Jacques Bellanger, *Christine Toumoulin*, Motion Estimation in X-Ray Rotational Angiography Using a 3-D Deformable Coronary Tree Model, Computer in Cardiology Conference, Bologna, Italy, September 14-17 2008.
- M.-P. Garcia, *C. Toumoulin*, M. Garreau, C. Kulik, D. Boulmier and C. Leclercq, "An improved spatial tracking algorithm applied to coronary veins into Cardiac Multi-Slice Computed Tomography volume", Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008.

Conférence sans acte

- Mao F., *Toumoulin C*, Coatrieux J.L: Spatio-temporal grouping in coronary arteriograms. 3rd European Conf. on Eng. & Med. (ESEM) - 30 april - 3 May 1995 - Florence Italy

Rapports Internes

- Coatrieux J.L., Collorec R., *Toumoulin C.*, Garreau M., Bruno A., Reconstruction vasculaire, Synthèse et perspectives, Laboratoire LTSI, INSERM U335, Université de Rennes, Campus de Beaulieu, Mai 1992.
- Coatrieux J.L., Garreau M., *Toumoulin C.*, Bruno A., Collorec R., Vascular Reconstruction , Review and prospects, Technical report MIPG 192, University of Pennsylvania, March 1993.

Conférences invitées

TOUMOULIN C., "Computational Vision and Structural Modeling in Cardiac Vascular reconstruction", Department of Computer Science, University of North Carolina, USA, July 1999

TOUMOULIN C., "2D/3D Segmentation in Vascular Imaging "
Department of Biol. and Med. Eng., Southeast University, Nanjing, China, October 2000.

TOUMOULIN C. "Formation of Structured Description in Coronarography "
Department of Computer Science, Northwest University, Xi'an, November 2000.

TOUMOULIN C., "3D segmentation in Multi-Slice Computed Tomography: Application to the lower limb vessels and to the coronaries"
Department of Biol. and Med. Eng., Southeast University, Nanjing, China, November 2004.

TOUMOULIN C., "CTA Segmentation of Coronary Vessel Tree", 33rd Annual Meeting & Scientific Sessions of the North American Society for Cardiac Imaging (NASCI), 6 -10 octobre 2005.

Travaux de recherche

Extraction de formes, Suivi d'objets déformables et Reconstruction en Imagerie Médicale: Application à l'Angiographie RX et au Scanner X multibarette

Avant Propos

Mes travaux de recherche s'inscrivent dans une thématique d'analyse d'images et, au-delà de l'imagerie médicale sur lesquels ils portent, ils concernent les méthodes de vision par ordinateur au sens large dont les applications sont nombreuses en robotique, surveillance, télévision ou encore en imagerie satellitaire. Ils se sont déployés sur une grande partie de la chaîne image, des questions de reconstruction, de segmentation, à celles de caractérisation et de suivi d'objets. Ils ont évolué dans le temps du fait des avancées des capteurs qui ont permis d'aborder des sujets nouveaux ou de revisiter sous de nouveaux points de vue les mêmes problèmes. Ainsi, l'imagerie par rayons X, sur laquelle mes recherches ont été principalement centrées, a considérablement progressé passant de la radiologie conventionnelle mono-plan au bi-plan puis au rotationnel X, de même que la tomomodensitométrie a vu l'émergence des scanners spiralés puis des scanners multidétecteurs permettant des acquisitions mieux résolues en espace et en temps. Le fait de disposer de plus de données et de données de meilleure qualité change considérablement les perspectives méthodologiques d'une part et, d'autre part ouvre vers de nouvelles applications.

L'imagerie médicale joue aujourd'hui un rôle essentiel en pratique clinique que ce soit dans un objectif d'aide au diagnostic ou pour réaliser une action thérapeutique. Si les moyens d'investigation du corps humain se sont en effet considérablement accrus ces deux dernières décennies avec l'apparition de nouvelles modalités d'imagerie plus performantes et moins invasives, encore faut-il disposer de méthodes capables d'extraire de manière robuste et reproductible des informations quantitatives et objectives caractérisant les structures, les formes et les propriétés fonctionnelles des organes et des pathologies présentes. Certaines de ces techniques apparaissent complémentaires et sont d'ailleurs associées dans une étape de diagnostic. Cependant l'augmentation des informations, induites d'une part par des acquisitions volumiques importantes (voire du corps entier), d'autre part par la confrontation de données multimodales, rend la tâche d'analyse plus longue et plus complexe. La plupart des systèmes d'acquisition proposent des outils interactifs pour faciliter l'analyse visuelle des bases de données (2D ou 3D) mais les outils de traitement, d'extraction et de quantification font largement appel encore aujourd'hui à des tracés manuels et sont donc loin de répondre aux besoins ciblés des utilisateurs. Cet accroissement d'information doit être suivi par une amélioration équivalente des outils dédiés à l'analyse des images médicales afin d'optimiser leur exploitation et améliorer l'objectivité de l'analyse. Ces objectifs, à visée diagnostique, sont à compléter par toute la problématique interventionnelle, dont l'évolution est aussi très rapide avec l'émergence de techniques minimalement invasives et de nouveaux moyens thérapeutiques. Mes travaux ont porté pour l'essentiel sur l'imagerie vasculaire, avec pour premier objectif l'extraction des réseaux vasculaires, la caractérisation des sténoses et des plaques d'athéromes et, pour second objectif, d'offrir des supports techniques aux interventions (pose de stent, pontage,...) en particulier par recalage 2D-3D ou 3D-3D de données pré-opératoires et de données per-opératoires.

Les approches que j'ai développées au cours de ces années ont plusieurs particularités. Elles ont dû faire face à la complexité et la diversité des formes observées, difficilement réductibles à des primitives géométriques de formes simples comme cela peut être le cas dans d'autres contextes applicatifs,

auxquelles s'ajoutent des déformations complexes. Certaines d'entre elles, comme les méthodes structurelles s'appuyant sur des descriptions par lignes, ont été très peu explorées en traitement d'image et encore moins en imagerie médicale pour la reconnaissance et le suivi d'objets. Mes travaux en reconstruction 3D, pour prendre un second exemple, traitent d'une situation très spécifique : il s'agit de reconstruire un objet, en l'occurrence le cœur, dans un contexte de déformation temporelle de l'objet à laquelle s'ajoute le mouvement du capteur, en d'autres termes, en présence d'une double dynamique.

1. Introduction

Le traitement et l'analyse d'images numériques représentent aujourd'hui un domaine de recherche non seulement très vaste mais aussi particulièrement actif en terme de production scientifique. Il ne peut être appréhendé en quelques pages et d'ailleurs même sur des sous-thèmes spécifiques, il est de plus en plus rare de trouver des articles faisant l'état de l'art¹. Il couvre en effet des disciplines très diverses allant des mathématiques appliquées à la physique, du traitement du signal à l'informatique, de la synthèse d'images (i.e « computer graphics ») à la réalité virtuelle. Or dans de nombreuses situations applicatives, ces travaux peuvent être étroitement liés et s'enrichir mutuellement. Il est commode de segmenter le domaine par le biais soit de familles de problèmes (reconstruction, segmentation, compression, visualisation, etc.), soit par secteurs applicatifs (robotique, médical, ..), voire dans certains cas et en particulier dans le domaine médical, par modalité d'observation ou encore par organes. J'ai décidé dans cette présentation de l'aborder dans un premier temps en dégageant quelques uns des paradigmes fondamentaux et actuels de mon domaine (paragraphe 2) puis de resituer mes travaux dans le cadre largement accepté de la chaîne image (section 3). Les chapitres suivants se focaliseront ensuite sur mes travaux personnels ou menés à travers la co-direction de doctorants. Compte tenu des contraintes particulières au domaine médical (protocoles d'acquisition de données, facettes multiples des problèmes traités), ces travaux ont été menés la plupart du temps en équipe pluridisciplinaire.

2. Quelques paradigmes fondamentaux en imagerie médicale

Il n'est pas dans mon intention de prétendre caractériser de manière exhaustive l'ensemble des spécificités de l'imagerie médicale mais simplement d'en souligner brièvement quelques uns des éléments majeurs, en indiquant par là-même les invariants et les orientations récentes ou en cours.

Du 2D au 3D+t

Si les premiers pas en imagerie médicale ne sont pas si anciens (les années 70 pour le scanner X, les années 80 pour l'IRM), force est de reconnaître que toutes ces technologies d'imagerie ont connu des avancées considérables. Prenons la radiographie conventionnelle et plus précisément l'angiographie qui permet d'observer les propriétés des vaisseaux. Le système monoplan analogique des années 60-70, puis le « C-arm » numérique avec des détecteurs tubes, a évolué vers le système bi-plan dans les années 80 (paire de source-détecteur plan) pour aboutir à une version rotationnelle permettant des acquisitions angulaires sur plus de 180 degrés en quelques secondes (une centaine de projections 1024*1024 en 4 à 5 cycles cardiaques). Autrement dit, le 2D statique a été remplacé par du 2D+t puis du ND+t. C'est aussi le cas du scanner X. Les résolutions spatiales inter-coupes sont passées du sub-centimétrique au sub-millimétrique aujourd'hui et la durée d'un examen, de quelques dizaines de minutes à quelques minutes. L'accès au 3D complet avec des détecteurs 2D (et non plus multidétecteurs ou multi-barettes) est faisable dès aujourd'hui et l'acquisition de séquences de volumes avec des résolutions temporelles élevées (20 par cycle cardiaque) permet d'ores et déjà d'accéder à des éléments clés du fonctionnement du cœur. Les mêmes observations s'appliquent à l'IRM (dont un autre avantage est d'être paramétrable

¹ Cf pour un état de l'art sur l'angiographie cardiaque [Cotrieux, 98] et plus récemment sur l'analyse de mouvement IRBM [Laguitton, 2009]

à travers la définition de séquences d'excitation) et pour ce qui concerne l'échographie, une super-résolution temporelle (de l'ordre de la milliseconde) est attendue demain.

Ces progrès continueront dans les années à venir et ont plusieurs conséquences importantes pour la recherche. La première, lorsqu'il s'agit d'applications cliniques, est que seuls les constructeurs en possèdent les clés. Ils sont donc en position de force pour mener des travaux tant en amont qu'en aval. La seconde repose sur la constatation que l'amélioration continue des capteurs rend rapidement caduque la mesure de performance d'algorithmes d'analyse. Des méthodes de segmentation par exemple dont le comportement serait insatisfaisant sur des données d'un système de génération « x » ne donneraient-elles pas satisfaction sur des données de la génération suivante ? Il n'en reste pas moins que le 3D+t est aujourd'hui une réalité et que les travaux réalisés sur une longue période sont à replacer dans leur contexte de l'époque pour en comprendre la pertinence.

Mono-modal vs multimodal

C'est sans doute la médecine qui a fortement contribué à l'émergence non seulement du concept de « modalité » et de couplage multimodal. Cela n'a rien d'étonnant compte tenu que la plupart des pathologies peuvent avoir tout à la fois des expressions proches et des apparences très diverses et que les modalités d'observation apportent des informations différentes et complémentaires. L'imagerie médicale n'est d'ailleurs qu'un élément de la chaîne diagnostique et de nombreux autres examens (en particulier biologiques) sont mis à contribution afin de préciser la nature d'une lésion (à travers des biopsies par exemple). L'introduction de la multimodalité, et plus généralement de fusion, était ainsi complètement naturelle dans la démarche médicale répondait donc à cet impératif. Elle va cependant plus loin puisqu'elle comprend la conception et la réalisation de capteurs ou dispositifs intégrés multimodaux. C'est le cas de l'intégration PET-Tomodensitomètre dans une même plate-forme : le premier apportant une dimension fonctionnelle mais mal résolue spatialement, le second une information morphologique avec une excellente résolution spatiale. Cette intégration a de plus d'autres vertus car elle permet aussi d'améliorer la reconstruction d'images PET en exploitant les données de densité du scanner. Il est certain que cette tendance se manifesterà à l'avenir pour beaucoup d'autres systèmes (combinaison avec l'optique, les ultrasons, etc.).

Interactif versus automatique

Ce débat portant de longue date sur la segmentation est toujours d'actualité. En l'absence de méthodes complètement automatisées d'extraction des organes et, dans les organes, des structures anormales, la question de savoir quel degré d'interactivité est acceptable par les utilisateurs en situation clinique reste posée. Les contraintes en simplicité et rapidité pour la désignation des organes ou objets cibles à l'initialisation (un passage obligé car les objets dont il s'agit ne sont jamais isolés mais constituent une scène au sens de la vision par ordinateur) et les corrections à apporter après application des algorithmes sont fortes mais le principe de laisser la décision à l'utilisateur laisse une place à ces actions interactives. La définition d'interfaces homme-machine évoluées (2D ou 3D, pointage ponctuel ou délimitation grossière, identification des structures autres, etc.) est centrale dans ce contexte. L'étape d'initialisation a d'ailleurs souvent un impact sur la qualité du résultat de segmentation (le meilleur exemple étant les modèles déformables). Cette question vaut aussi pour d'autres problèmes que la segmentation. Par exemple, lorsqu'il s'agit de reconstruction vasculaire 3D à partir d'un faible nombre de projections, peut-on accepter de pointer et de mettre en correspondance quelques unes des structures d'intérêt.

Objets, structures, fonctions et déformations

Nous l'avons dit dans l'avant propos, le corps humain doit être appréhendé comme un système complexe. Le décrire comme un ensemble d'objets (i.e d'organes) est par trop réducteur et chaque objet par sa forme l'est tout autant. C'est une approche systémique qui est la seule pertinente. Ainsi, si l'anatomie du cœur paraît simple à décrire dans sa structure comme son circuit électrique de commande et sa fonction mécanique, leur combinaison, qu'elle s'exprime dans un fonctionnement normal ou

pathologique, reste un enjeu de recherche à la fois pour le diagnostic et la thérapie du fait de leurs interactions multiples. En nous plaçant à une échelle de description macroscopique (propagation électrique, contraction des fibres myocardiques, hémodynamique et flux coronaire, ouverture et fermeture des valves, etc.), nous accomplissons un premier pas dans la compréhension des mécanismes comme les retards de synchronisation, les mouvements et les déformations, la perfusion, ... impliqués dans les pathologies. Aucune modalité d'imagerie ne permet d'accéder à cet ensemble de structures et de leurs comportements dynamiques, c'est là où la multi-modalité prend tout son sens en sachant qu'il faudra fusionner les informations qu'elles produisent (cette fusion allant au-delà des problèmes de recalage). Cette approche est l'enjeu fondamental du projet euHeart² lancé en juin 2008 dans le cadre du programme FP7 ICT et auquel je participe. Il n'intègre cependant pas d'autres composantes de même niveau comme le SNA (système nerveux autonome) et donc les grandes boucles de régulation. Il n'a pas non plus vocation à traiter les mécanismes se produisant à des échelles cellulaires ou subcellulaires, telles qu'elles sont prises en considération dans l'action internationale Physiome³ et dont la portée couvre l'ensemble du corps humain⁴.

Si le cœur a évidemment un comportement dynamique intrinsèque, tous les organes sont concernés par ces commentaires : formes, structures et propriétés tissulaires sont des marqueurs de pathologies mais les caractéristiques de déformations et les propriétés fonctionnelles sont aussi essentielles. Les propriétés élastiques des tissus en font partie à de multiples titres : d'une part, pour la décision diagnostique, d'autre part pour la mesure de l'effet d'une thérapie, et pour la simulation et la réalisation d'interventions prenant en compte la déformation des organes.

Pré-, per- et post-opératoire

Cette décomposition en 3 étapes correspond à la démarche clinique et à celle qui a été transposée en robotique médicale ou en thérapie guidée par l'image (cf le paragraphe ci-dessous). Elle identifie le diagnostic, l'intervention et le suivi. Mais elle définit aussi les observations et leurs conditions d'acquisition et d'analyse. Dans la phase pré-opératoire, des examens image peuvent être requis postérieurement au diagnostic pour simplement préparer l'intervention ou la thérapie. Cette préparation peut se traduire par un planning de l'intervention, un choix d'instruments ou de prothèses ou une simulation des gestes qu'il faudra accomplir. La phase per-opératoire est quant à elle fortement contrainte, à la fois par des observations limitées (souvent restreintes à une radiographie conventionnelle sauf à utiliser des IRM ouvertes et par des temps de réponse temps réel ou tout au moins qui en sont très proches. L'interactivité sur l'image dont nous avons parlé plus haut ne peut être que forcément réduite. Enfin, en phase post-opératoire, des examens de contrôle sont en général effectués s'apparentant à ceux de la première phase et dont l'objectif est de s'assurer du résultat des actions entreprises. Ces trois phases s'étendent dans le temps : la confrontation (pré- et post- par exemple) et l'exploitation conjointe (pré- et per-) des informations se heurtent aux mêmes problèmes de recalage le plus souvent élastique (c'est-à-dire prenant en compte la déformation des organes).

Interventions guidées par l'image

Elles prolongent la décomposition présentée précédemment. Si le concept n'est pas nouveau, ayant été mis à contribution très tôt en radiothérapie, il a pris un regain d'actualité avec l'élaboration de ce qu'il est convenu d'appeler les techniques de chirurgie ou de thérapie minimalement invasives ou encore de gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur. Leurs avantages ont été largement soulignés dans la littérature : réduction du traumatisme par rapport à la chirurgie ouverte, plus grande précision dans les actions, rapidité de la récupération et du retour à une activité professionnelle pour le patient, réduction des coûts hospitaliers, etc. Ces techniques ont été rendues possibles par la miniaturisation des capteurs

² euHeart est coordonné par Philips Medical et rassemble des partenaires privés et publics issus de 16 organismes de recherche, du monde universitaire, industriel et médical de 6 pays d'Europe.

³ Cf JL Coatrieux et J Bassingthwaite, The Physiome and beyond, The special issue of "Proceedings of the IEEE, (94), N° 4, 671-677, 2006

⁴ Un NoE, le Virtual Physiological Human a été lancé dans le FP7 qui a cet objectif.

et des effecteurs et par la disponibilité de moyens d'imagerie de plus en plus performants permettant la localisation et le suivi 3D de catheters, des sondes, en bref des instruments utilisés en temps réel. Les années à venir verront le renforcement de la recherche dans le domaine et des déploiements nouveaux associant l'imagerie moléculaire, la thérapie médicamenteuse et des stimulations extrinsèques visant à contrôler la délivrance des drogues.

Modèles patients-spécifiques

Cette démarche, que l'on retrouve aussi sous le terme de médecine personnalisée, correspond à la volonté de mettre en place des actions thérapeutiques adaptées à chaque patient. Si l'on prend le cas des prothèses de hanche par exemple, les constructeurs fournissent un catalogue pré-établi dans lequel sera choisie la prothèse la plus proche de la morphologie du patient (il est encore rare que ce soit pris en compte la fonctionnalité dynamique de l'articulation). Pour les endoprothèses de l'aorte abdominale, la même approche s'applique : l'entreprise Therenva propose d'ailleurs une plate-forme dite de « sizing » consistant à partir de mesures effectuées sur des scanners X à choisir la meilleure prothèse à poser par voie vasculaire. On comprend dès lors que si ces catalogues sont trop parcellaires, l'adaptation à chaque cas sera insuffisante. Il en est de même pour l'ablation de tissus cardiaques en cas d'anomalies du rythme sinusal. Le problème dans ce cas est de cibler précisément la région concernée au lieu de traiter par précaution de manière plus large.

De tels exemples pourraient être multipliés. Il s'agit donc de définir et d'adopter un protocole, une prothèse, etc. faits en quelque sorte sur mesure. Il n'est pas sûr que cette problématique soit véritablement nouvelle : elle répond à mon sens et formalise plus explicitement une démarche à l'œuvre depuis longtemps en médecine.

Vérité terrain et évaluation :

Dès lors que nous travaillons sur le vivant, que ce soit en imagerie biologique ou en ou en imagerie médicale, les problèmes de vérité terrain et d'évaluation sont critiques. En effet, si dans les étapes amont d'élaboration de nouvelles méthodes d'analyse, nous pouvons travailler sur des données simulées, puis sur des fantômes physiques, la mesure *in fine* des performances est confrontée à l'absence de vérité terrain. A titre de comparaison, les mesures réalisées en imagerie satellitaire sur le relief par exemple peuvent toujours être comparées à celles effectuées sur le terrain.

La méthode couramment employée en segmentation, outre la définition d'une métrique, s'appuie sur les références « experts » qui consistent en une délimitation interactive des contours, répétée dans le temps afin d'estimer les variations intra-expert, puis effectuée par plusieurs experts pour avoir une quantification des variations inter-experts. Ces quantités, une fois établies, sont comparées aux résultats fournis par les algorithmes. Il est évident qu'il s'agit d'un travail considérable et qui pose aussi le problème de la représentativité des bases de données examinées (dans l'idéal, elles doivent être exhaustives en termes de cas) mais aussi des protocoles d'acquisition loin d'être standardisés au niveau international. Si de plus, une part d'interactivité dans l'algorithmie est introduite, il faut aussi en mesurer son impact.

L'évaluation des performances devient donc très rapidement difficile. Des efforts ont été faits dans la communauté image pour établir des références permettant de comparer les méthodes mais ils restent encore très limités. La reproduction des algorithmes développés dans une équipe est aussi difficile car ils enchainent souvent des étapes complexes avec un nombre de paramètres parfois élevé. En reconstruction tomographique, des fantômes numériques statiques, plus ou moins réalistes, sont disponibles qui servent d'objets test auxquels du bruit peut être ajouté mais la mesure même de qualité d'une reconstruction telle qu'elle peut être quantifiée par erreur quadratique moyenne ne traduit pas complètement la capacité à détecter des lésions de faibles tailles en situation réelle. Vérité-terrain et évaluation sont donc des points clés en imagerie médicale ce qui n'est pas le cas dans d'autres domaines.

Ce rapide tour d'horizon d'un certain nombre de facettes de l'imagerie médicale montre bien la richesse des problématiques qui s'y développe. La fenêtre que j'ai explorée dans cet ensemble est bien entendu limitée, focalisée comme je l'ai dit auparavant sur l'imagerie basée rayons X. Certaines des méthodes développées ont un caractère générique mais s'appuient dans leur formulation sur les traits particuliers des objets ou de leurs propriétés.

3. Une grille de lecture générique

J'ai choisi un point de vue basé vision par ordinateur pour introduire cette grille. Il n'est pas pour autant question d'entrer en profondeur sur chacun des maillons qu'elle contient mais d'apporter quelques commentaires sur la vision que j'en ai et ceci pour mieux situer mes travaux sur le plan méthodologique et appliqué avant de les décrire plus en détail par la suite.

3.1. La chaîne image

Il est classique de décomposer cette chaîne selon une séquence d'opérations : capture de la scène, génération de l'image, correction éventuelle, segmentation et formation d'objets, caractérisation statique et dynamique des objets, visualisation et navigation. Cette description linéaire est loin de traduire les boucles et les interactions possibles et même souhaitables.

Les capteurs jouent un rôle fondamental dans la qualité des résultats qui peuvent être espérés en fin de processus. La recherche en traitement de l'information a sans doute minimisé le rôle qu'ils ont et ce n'est que récemment que la physique impliquée en amont a été prise en compte. Ils sont étroitement liés aux méthodes de formation de l'image ou de séquences d'images. La reconstruction tomographique (analytique ou algébrique) en imagerie X mais aussi en imagerie par émission occupe une place particulière dans ce cadre. Elle conduit à des images certes de qualité mais dans lesquelles le bruit de capteurs et les artefacts de reconstruction sont présents. Si ces problèmes sont relativement bien maîtrisés pour des scènes et donc des objets statiques, les mouvements (bougés du patient involontaires ou spontanés lorsqu'ils sont liés à la respiration ou dans le cas d'organes à mobilité et déformations rapides) introduisent du flou pénalisant l'accès aux structures de faibles tailles (les vaisseaux cardiaques que nous reverrons par la suite en particulier). Ces artefacts peuvent être en partie corrigés ou compensés et des solutions pour des mouvements lents quasi-périodiques ont été proposées. La compensation des mouvements du cœur, dans leurs phases rapides, restent par contre un sujet ouvert.

La segmentation a fait l'objet des études les plus nombreuses d'une part [Suri, 02a et 02b] [Kirbas, 04], car ces dernières années plusieurs cadres méthodologiques nouveaux ont été proposés et, d'autre part, car cette étape est centrale dans beaucoup d'applications. Aucune de ces méthodes ne donnent totalement satisfaction d'où nos remarques du paragraphe précédent sur l'interactivité nécessaire.

Or l'étape suivante, la caractérisation, qu'elle porte sur la forme, les tailles d'un objet ou une description texturale des tissus (bien que les textures aient été considérées en imagerie médicale (Cf [Roux, 97] pour une revue), elles n'ont eu que peu d'écho pratique), dépend pour beaucoup de la segmentation. Cette caractérisation comprend aussi le comportement dynamique des structures d'intérêt, et entre autres l'estimation et le suivi de leur mouvement. La visualisation 3D ou "rendering" a eu une période très active en imagerie médicale dès lors que des volumes ont été accessibles. Les techniques d'abord surfaciques exploitant principalement des descriptions polygonales, se sont très vite orientées vers des descriptions volumiques sur la base de « voxels ». Les travaux de Levoy [Levoy, 88] et Drebin [Drebin, 88] ont eu ainsi un écho considérable. Ces méthodes de visualisation, aujourd'hui classiques, ont véritablement trouvé leur maturité dans leur utilisation en thérapie avec en particulier la réalité augmentée. Cette description séquentielle de la chaîne image ne doit pas masquer les couplages possibles. Segmentation et mouvement peuvent ainsi être associés et se renforcer mutuellement pour la formation d'objets. Visualisation et analyse peuvent être couplées pour définir des trajectoires 3D dans un volume statique ou contribuer à un suivi de mouvement en 3D+t (la navigation active [Laguitton, 08] en est un exemple, Cf. aussi le paragraphe 6).

3.2. Cadre des travaux

Mes travaux ont principalement porté sur les étapes de segmentation, de formation d'objets, de suivi d'objets et plus récemment de reconstruction. Ils sont résumés dans le tableau 1. Celui-ci distingue les trois modalités (figure 1 et 2) sur lesquelles j'ai travaillées et les dimensions des espaces considérés.

| | Angiographie conventionnelle R-X | Angiographie rotationnelle R-X | Scanner X |
|---------------------|----------------------------------|--------------------------------|-----------|
| Segmentation | X | X | X |
| Formation d'entités | X | | |
| Suivi d'objets | X | X | X |
| Reconstruction | | X | |

Tableau 1: Modalités d'imagerie et thématiques d'analyse d'images dans lesquelles mes travaux se sont inscrits

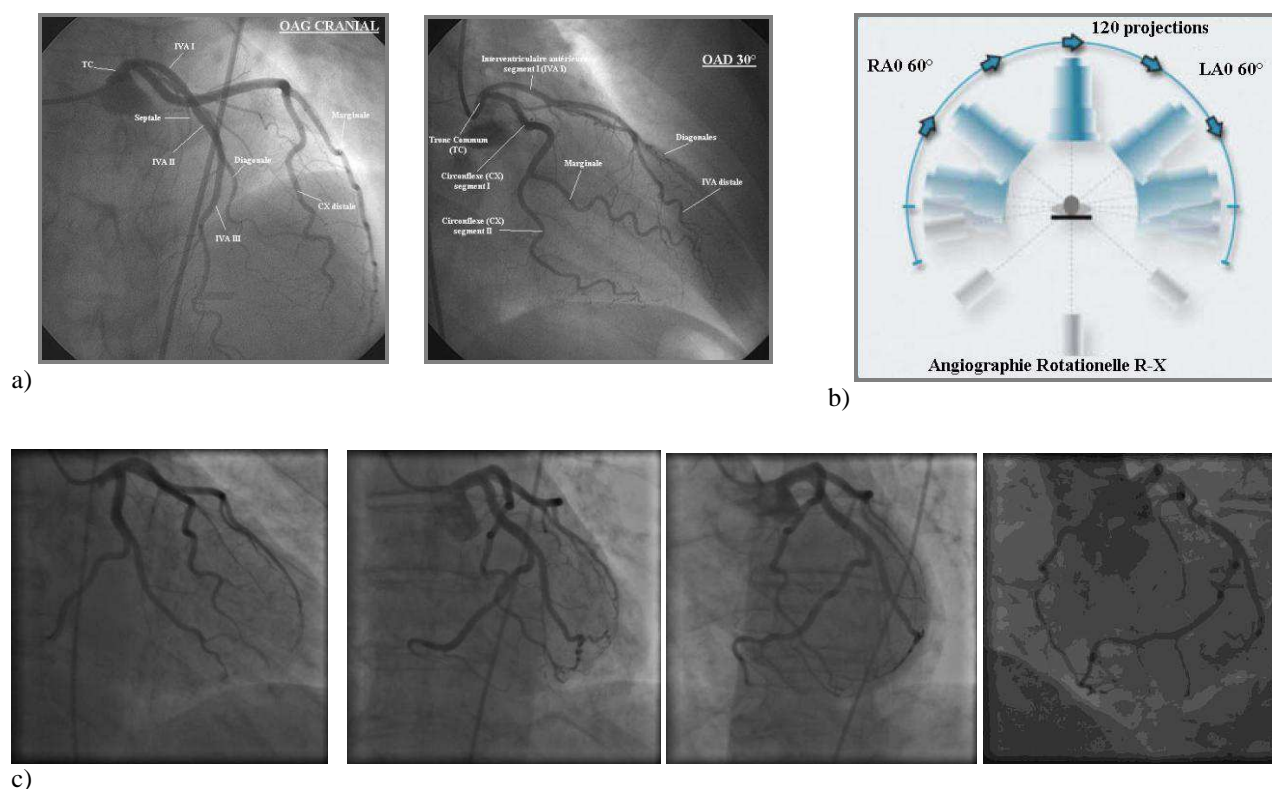


Figure 1 : a) Angiographie R-X conventionnelle: Vue Radiographique:opacification sélective de l'artère coronaire gauche (coronarographie) en oblique antérieur gauche (OAG) (image de gauche) et en oblique antérieur droit (OAD) (image de droite). b) Principe de l'acquisition sur un système angiographique rotationnel : une série de projections sont acquises pendant que le système tourne autour du patient sur une trajectoire de 180°. c) Projections acquises sur un système rotation Siemens à différents angles depuis l'incidence OAD jusqu'à l'incidence OAG (ces images, contrairement aux projections obtenues avec un système conventionnel, sont non soustraites).

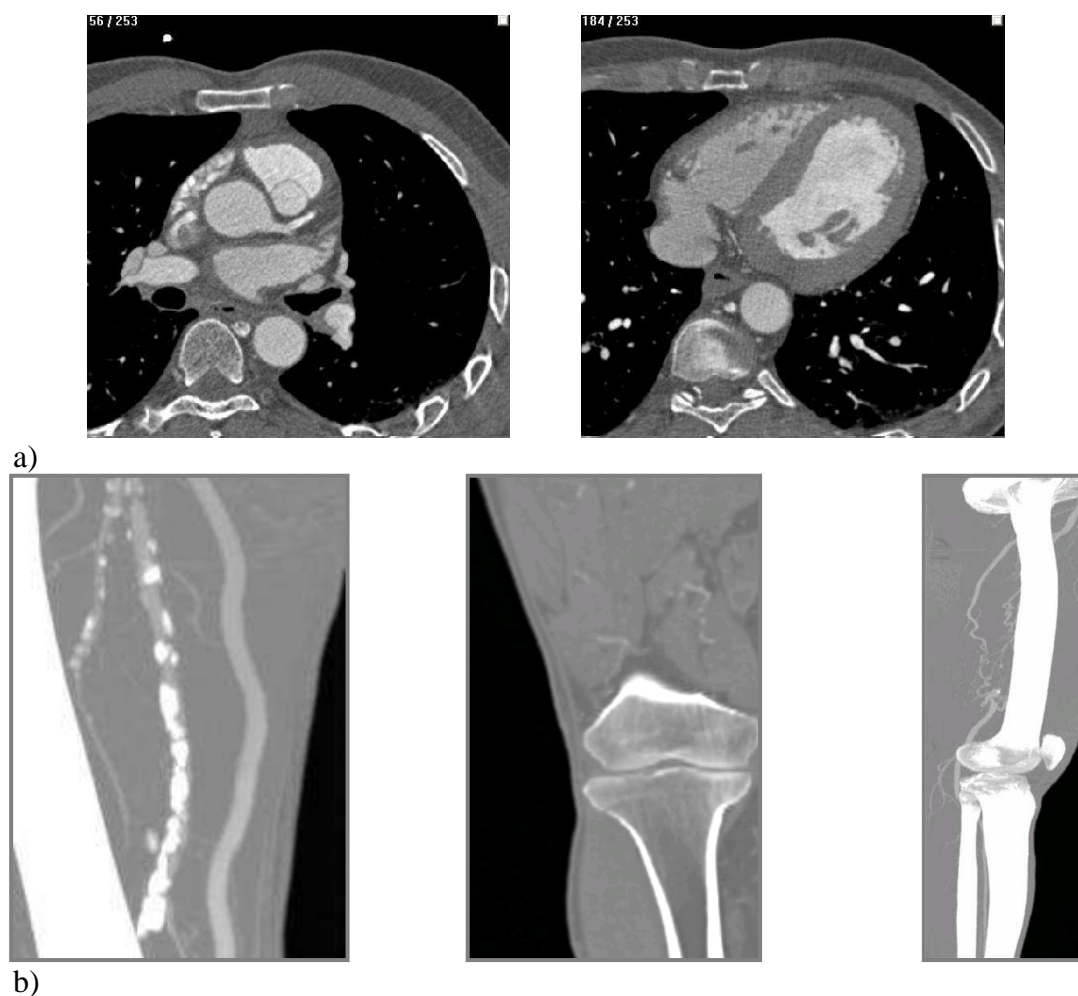


Figure 2: Données issues d'un examen scanner (système Siemens Somaton Plus 4 Volume Zoom): a) Image du Coeur à la phase 70% du cycle cardiaque : coupes extraites du volume. Elles permettent d'observer les cavités principales ainsi que les coronaires et les veines. b) Projections MIP sur des bases de données représentant les membres inférieurs. Les artères périphériques peuvent être très calcifiées (image de gauche) ou présenter un thrombus (image de droite) et révéler le développement d'une circulation collatérale de substitution constituée de vaisseaux très fins et tortueux.

Dans le cadre de l'angiographie X conventionnelle, ce sont des méthodes visant à former des entités de niveau intermédiaire comme des segments de vaisseaux que j'ai développées. Elles sont basées sur les techniques de groupements perceptuels et de chaînes de caractères.

Mes travaux menés en rotationnel X ont un spectre plus large car ils concernent aussi bien la mise en correspondance de branches vasculaires (décrites par des primitives lignes discrétisées) entre vues successives mais aussi la reconstruction 3D basée sur l'estimation du champ de déformation temporelle suivi d'une reconstruction tomographique.

En scanner multidétecteur, outre la segmentation des structures coronaires et leur exploitation dans un simulateur de rotationnel, j'ai travaillé sur le suivi temporel des artères par mise en correspondance de points et navigation active.

Cette séparation de mes travaux par modalité ne signifie pas bien entendu que certaines des méthodes ne sont pas applicables sur d'autres. Ce sont ces travaux que je vais maintenant décrire en les prenant dans un ordre en partie chronologique.

4. Segmentation vasculaire

Je ne décrirai ici que les travaux relativement récents et ne reviendrai pas sur mes travaux de thèse réalisés en partenariat avec la société Thomson CGR aujourd'hui GE sauf peut-être pour dire qu'ils avaient déjà porté sur la segmentation vasculaire en radiologie conventionnelle. Les méthodes exploitées étaient basées sur la morphologie mathématique, très en vogue à l'époque, et leur implémentation sur une architecture spécifique afin de répondre aux contraintes de temps de calcul pour des applications cliniques [].

J'ai poursuivi ces travaux sur la détection des réseaux vasculaires périphériques et coronaires mais ils relèvent de façon plus générale de l'extraction de vaisseaux dans des volumes image. Ils ont été menés en collaboration avec les services de cardiologie interventionnelle du CHU de Rennes (H. Lebreton, D. Boulmier). Les approches mises au point ont eu pour objectif de caractériser la forme et la topologie des vaisseaux en présence de pathologies (calcifications, sténoses).

La méthode fondée sur le suivi de la structure, a exploité les moments géométriques 3D d'ordre 2 pour estimer l'orientation locale du vaisseau et son diamètre [Boldak, 03a] en prenant en compte l'hétérogénéité des milieux intravasculaires et environnementaux [Boldak, 03b] (Figure 3).

Elle a l'avantage d'être très rapide (de l'ordre de quelques dizaines de seconde) et de ne nécessiter qu'une initialisation très simple pour l'utilisateur, soit par pointage de la structure d'intérêt, soit par définition d'une région intersectant plusieurs vaisseaux dans laquelle une recherche de points germes est réalisée pour afin d'initier le suivi spatial) (Figures 4 et 5).

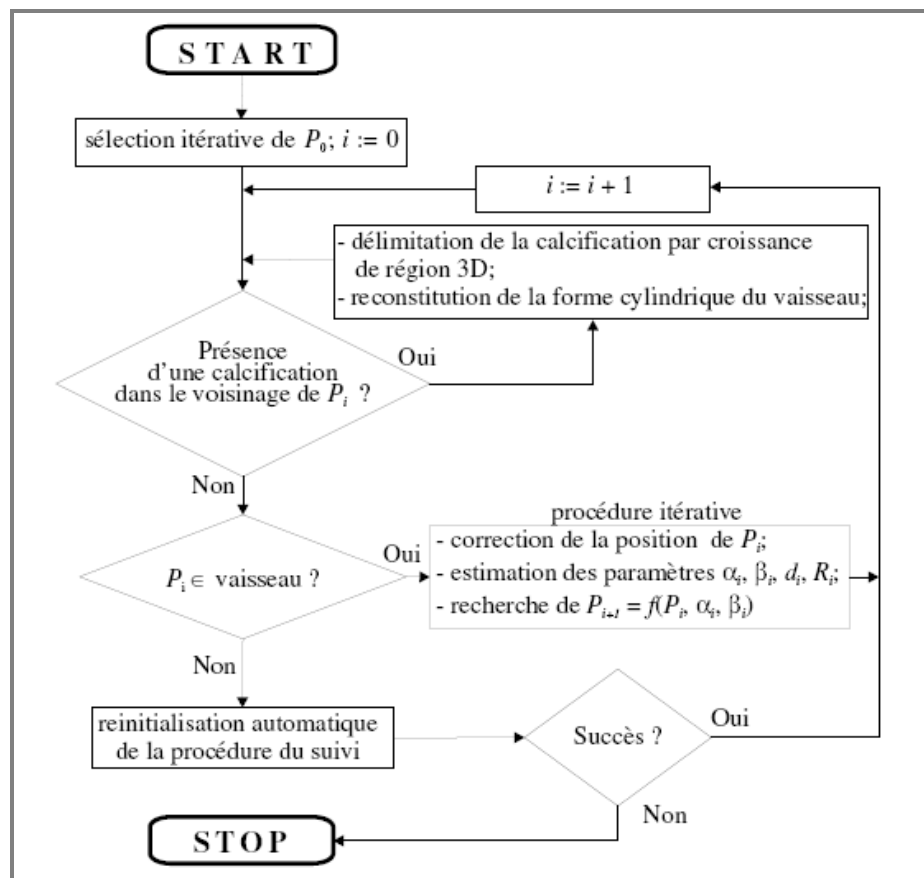


Figure 3 : Algorithme de suivi basé sur les moments géométriques

La méthode des moments géométriques a été comparée, sur l'extraction des artères des membres inférieurs, à la solution développée par l'équipe de Princeton (Centre de recherche et de développement Siemens, USA) et s'est avérée supérieure à la fois en qualité d'extraction et en temps de calcul (de l'ordre de 10 à 15 secondes pour un volume de 500Mo en fonction de la complexité des données traitées).

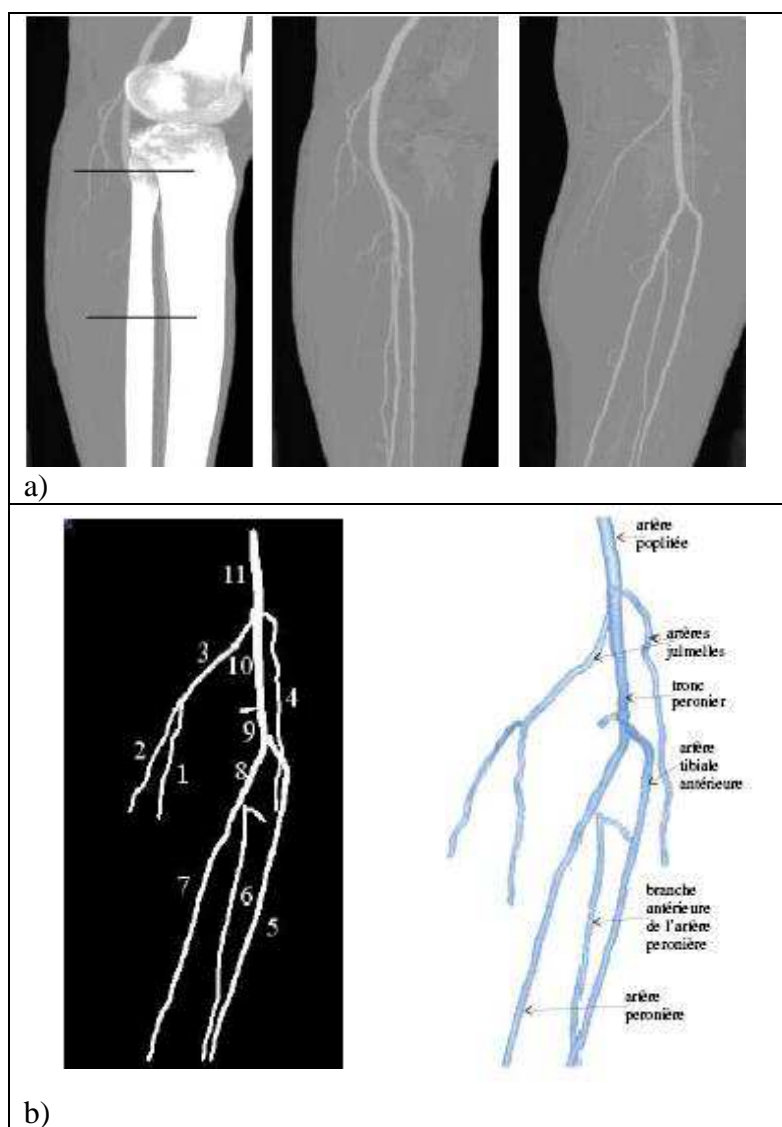


Figure 4 : Résultat de l'extraction sur les artères des membres inférieurs sains:

Base de données scanner acquise sur un système Somatom Plus 4 Volume Zoom. La taille du pixel est de 0.6mm^2 , la distance inter-coupe de 1.8 mm, l'épaisseur de coupe de 3 mm et la résolution de 12 bits. Les bases de données sont interpolées pour obtenir un volume isotropique (la taille du volume initial est de : $200 \times 200 \times 400$ puis $200 \times 200 \times 600$ après interpolation).

- Projection MIP dans le plan sagittal sur le volume original, puis après élimination de la structure osseuse (plans sagittal et coronal) [98].
- Résultat de l'extraction par la méthode de suivi. Projection MIP dans le plan coronal de l'arbre binaire segmenté et reconstruction 3D de la structure extraite. L'extraction a été réalisée à partir de 2 points sélectionnés de manière interactive (les droites superposées sur l'image originale montrent la localisation de ces points germes). Durée d'extraction de la structure vasculaire : 10 secondes

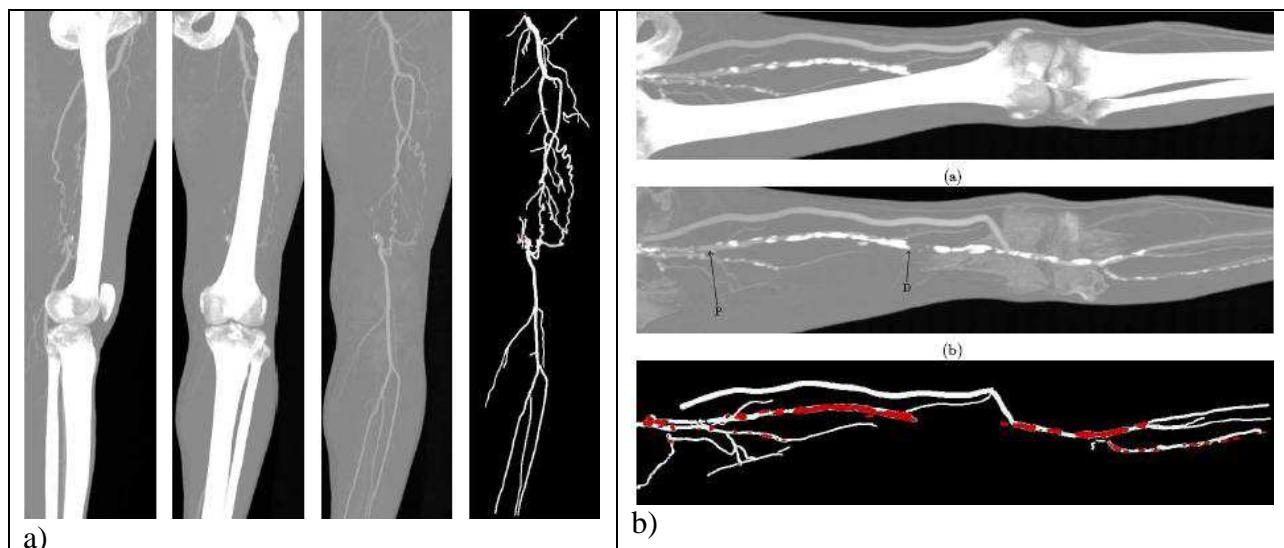


Figure 5: Résultat de l'extraction sur les artères des membres inférieurs présentant une pathologie :

- a) Artères présentant une thrombose au niveau de la jambe droite et révélant le développement d'une circulation collatérale de substitution. L'objectif ici est de vérifier la qualité du réseau, qui permet d'alimenter les artères en aval c.a.d les artères poplitée, tibiales et péronières. La particularité de ce réseau collatéral est qu'il est constitué de nombreuses petites branches d'aspect très tortueux et de diamètre très fin, inférieur en moyenne à 2 mm.

Le résultat de l'extraction est présenté sous forme de projections MIP : de gauche à droite base : Images originales visualisées dans un plan sagittal, coronal, coronal après élimination de la structure osseuse. Image de droite : résultat de l'extraction visualisé dans un plan coronal (l'extraction a nécessité 10 initialisations par ROIs, le temps total d'exécution incluant les étapes d'initialisation, et de visualisations intermédiaires a été de 5 minutes).

- b) Réseau présentant une calcification et une dérivation fémoro-poplitée. De haut en bas : volume original visualisé sous forme de projection MIP dans un plan coronal, volume original après élimination de la structure osseuse et résultat du suivi (vaisseaux en blanc, calcifications en rouge). L'extraction a nécessité 10 réinitialisations interactives par sélection d'un point germe. La durée d'extraction de l'ensemble du réseau n'a pas dépassé 5 minutes (incluant les étapes de réinitialisation et de visualisation intermédiaire).

La procédure de suivi basée sur l'application des moments géométriques permet d'obtenir une bonne précision sur l'estimation des paramètres du cylindre lorsque le vaisseau est sain (précision subvoxel – Figure 6.1). Néanmoins, en présence de calcifications, le vaisseau ne présente plus une forme cylindrique. La paroi interne subit un remodelage qui induit une déformation plus ou moins marquée de la paroi du vaisseau. Le modèle du cylindre n'est alors plus valide. Il s'ensuit des erreurs sur la position de l'axe du vaisseau et sur le calcul du diamètre (Figure 6.2 – Figure 7).

Un raffinement local basé sur une technique de level set (dérivée de la formulation de Malladi [Malladi, 95]) est alors appliqué afin d'améliorer la qualité d'extraction des contours en présence de pathologies sévères [Toumoulin, 03][Bousse, 05]. L'objectif consiste à appliquer des déformations sur les contours extraits (vaisseau et calcifications) pour modifier la forme des contours en fonction de la topologie locale et les faire converger vers leur frontière respective. Le choix de cette technique a été dicté par sa propriété d'adaptabilité aux changements topologiques (séparation et agrégation de courbes).

Ce raffinement a été confirmé aussi bien avec la technique des level sets 2D que 3D avec cependant un avantage pour l'approche 3D qui améliore l'extraction des petites structures et permet d'obtenir une délimitation plus régulière (Figure 8). Les limitations de la technique se rapportent au temps de calcul en particulier lorsque nous l'appliquons à l'espace 3-D. À titre d'illustration, pour un volume constitué de 100 coupes de taille 40*40, l'approche 2D requiert un temps moyen de 3 minutes contre 10 minutes pour l'approche 3D. Ces temps varient en fonction de la complexité de la structure. Une autre limitation tient au réglage des paramètres du modèle. Il n'est pas toujours aisé d'obtenir un paramétrage équilibré et identique pour toutes les images.

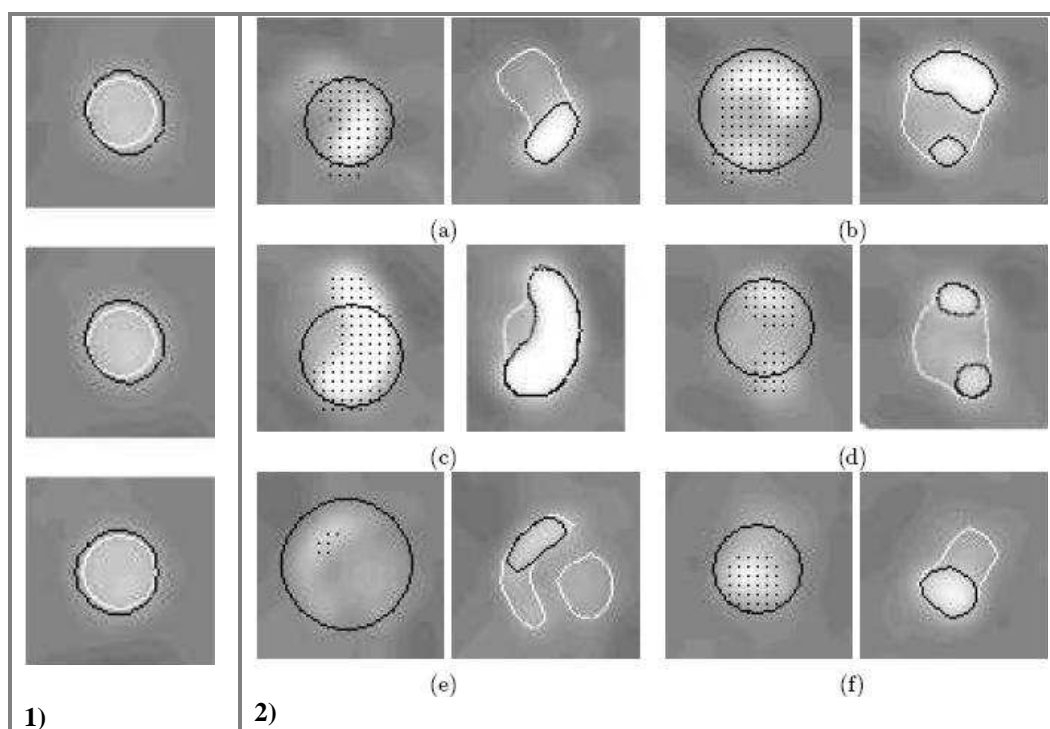


Figure 6 : Comparaison des résultats de l'extraction à partir des moments géométriques et des level sets sur différentes conformations géométriques (caractérisant des situations pathologiques diverses)

Ces coupes (de taille 29*29), perpendiculaires à la direction estimée du vaisseau, sont issues du réseau artériel segmenté présenté figure 5.b.

- 1) Contours extraits par moments (blanc) et par level sets (noir) sur une artère saine
- 2) Contours extraits sur un segment calcifié : Pour chacune des coupes, deux images sont visualisées, qui montrent respectivement le résultat de l'extraction à partir du suivi (image de gauche, le contour estimé est un cercle de couleur noire, les calcifications extraites sont marquées par des points noirs) et des level sets (image de droite, le contour endoluminal apparaît en blanc, celui des calcifications en noir). En présence de calcification, la paroi vasculaire subit un remodelage pour préserver le calibre artériel. Cependant, lorsque la plaque devient importante, un rétrécissement et une déformation de la lumière apparaissent. Le contour endoluminal n'a plus alors une forme cylindrique. L'extraction de ce contour par la méthode des moments géométriques n'est alors plus conforme au résultat attendu (car ce contour est obtenu à partir du diamètre calculé à partir de la formule du cylindre). De même, les calcifications présentent une forme quelconque. La technique des level sets conduit à une meilleure délimitation du contour et des calcifications.

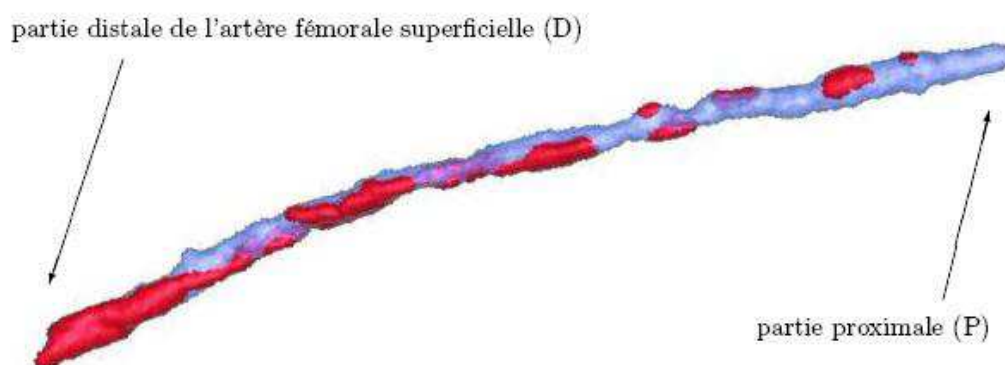


Figure 7 : Visualisation 3D des résultats de l'extraction, par les level sets 3D, de l'artère fémorale calcifiée de la figure 5.b (délimité par les lettres P et D dans la figure 5.b – image du milieu).

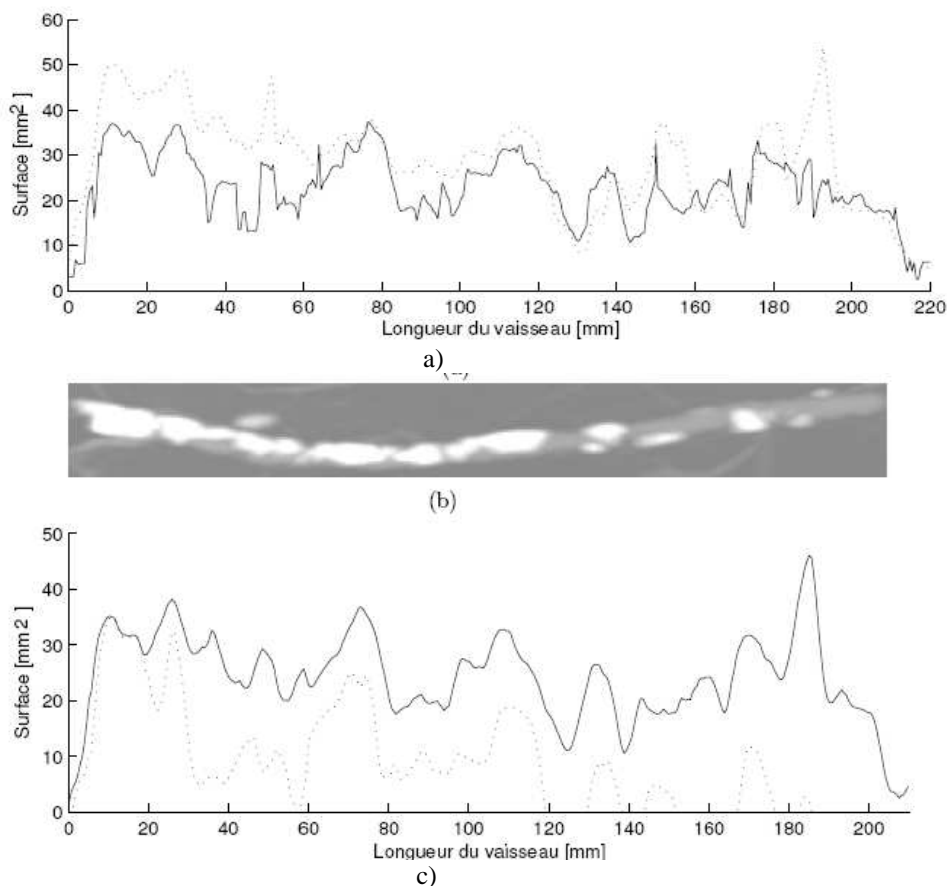


Figure 8 : Caractérisation de la surface sur les coupes perpendiculaires à la direction estimée du vaisseau pour le segment calcifié extrait Figure 5.b.

- a) Ligne pointillée: surface endoluminale calculée à partir des moments géométriques; ligne continue: surface endoluminale (surface totale incluant les calcifications) calculée à partir de la méthode par level sets 2D. L'axe des ordonnées exprime la surface en mm², l'axe des abscisses, la longueur du vaisseau en mm.
- b) Visualisation MIP de la branche analysée;
- c) Surfaces sur les coupes du volume, perpendiculaires à la direction estimée du vaisseau à partir des level sets 3D. Cette courbe de surface se révèle en profil assez proche de celle obtenue par les moments. La différence néanmoins se situe dans la forme du contour obtenu (Figure 6).

Ce logiciel a ensuite été appliqué pour l'extraction du réseau coronaire et le repérage des calcifications pariétales [Bousse, 06] (Figure 9). Le réseau des coronaires est plus complexe que le réseau des membres inférieurs car les structures sont plus nombreuses, de petites tailles (Leur diamètre varie entre 1 et 5 mm), plus ou moins tortueuses, présentant un trajet sinueux sur la surface du muscle cardiaque avec une forte connexité avec les cavités cardiaques et les veines. Bien que ces structures se déplacent au rythme du cycle cardiaque, l'analyse a été réalisée dans un premier temps dans un plan statique.

L'évaluation a porté sur des bases de données d'angioscanner fournies par la société Siemens et a impliqué la participation de deux experts respectivement radiologue et cardiologue. Les données ont été acquises sur une population âgée présentant des lésions vasculaires plus ou moins diffuses. Aucun des réseaux coronaires étudiés n'apparaissait sain : présence d'un réseau distal grêle, en particulier au niveau de l'artère rétroventriculaire gauche (RVG) sur une certain nombres de bases de données, anévrysmes calcifiés et thrombosés sur l'artère coronaire droite avec reprise partielle d'aval par une artère marginale et dilatation compensatrice des collatérales de l'artère interventriculaire antérieure (IVA), stent sur le segment moyen de l'IVA, présence d'un double greffon mammaire sur l'IVA et veineux sur l'artère interventriculaire postérieure (IVP).

Malgré la complexité des bases de données traitées, les résultats se sont avérés très encourageants au regard de l'analyse manuelle, seul moyen aujourd'hui utilisé pour l'interprétation. La méthode d'extraction présente en effet des sensibilités (84 %) et spécificités (89 %) élevées pour attester de la perméabilité vasculaire [Larralde, 03].

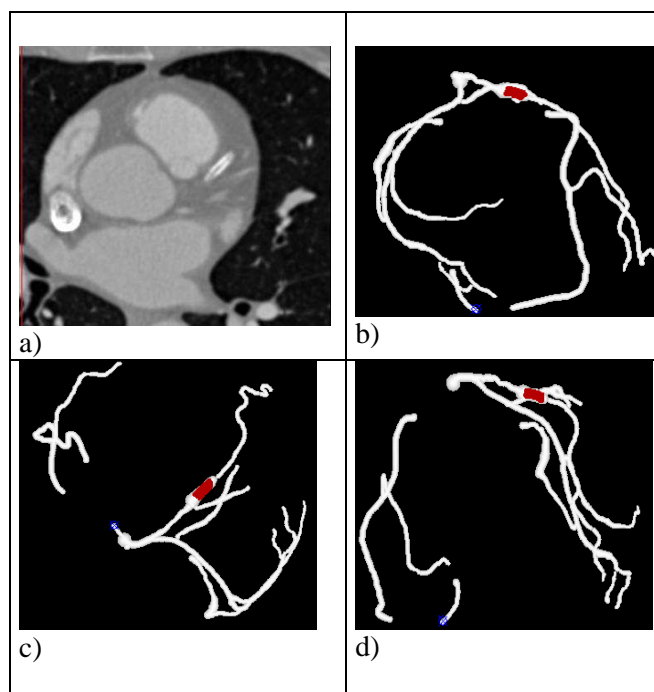


Figure 9: Extraction du réseau des coronaires par la méthode basée sur les moments géométriques. Base de donnée sacquée sur un système Somaton 4 volume Plus. La taille du pixel est de 0.4mm^2 , l'épaisseur de coupe de 1.25 mm et la résolution de 8 bits. Les bases de données sont interpolées pour obtenir un volume isotropique (taille du volume initial: $512 \times 512 \times 350$).

(a) Coupe visualisée dans un plan axial au niveau de la présence d'un stent; (b)-(d) . Résultat de l'extraction présenté sous la forme de projections MIP dans les plans coronal, axial et sagittal (en rouge l'extraction du stent sur l'IVA moyenne).

Ces travaux ont fait l'objet de la thèse en cotutelle de Mr. Cezary Boldak dont la soutenance s'est déroulée en Décembre 2003 [Boldak, 03c] et du stage de master de M Alexandre Bousse [Bousse, 06].

Une version dérivée du logiciel de suivi a été ensuite proposée dans le cadre des travaux de thèse en cotutelle de Mr Guanyu Yang dont la soutenance a eu lieu en Décembre 2008 [Yang, 09]: Il s'agissait d'extraire l'arbre coronaire sur une séquence de 10 volumes scanner à partir de données acquises sur un système GE LightSpeed VCT 64 barrettes, en vue de construire un modèle dynamique 3-D cœur vaisseaux à partir de données patients. Ce travail a représenté une partie du projet de construction d'un environnement de simulation visant à évaluer les algorithmes de reconstruction 3D en imagerie rotationnelle R-X (cf section 6). La procédure d'extraction est semi automatique. Elle comprend une initialisation par point germe, approximation par le modèle dans un cadre multirésolution de façon à pouvoir traiter des vaisseaux de différentes tailles [Yang, 06]. Le suivi spatial exploite l'information d'orientation et des critères de fin de branches et de détection de bifurcations ont été définis. Une description hiérarchique de l'objet peut ainsi être construite. Une méthode basée sur le partage des eaux est ensuite appliquée pour obtenir les supports spatiaux dans l'espace 3-D connaissant les lignes centrales. Cette méthode a été appliquée sur les 10 volumes de plusieurs séquences pour évaluation (Figures 10 et 11) et permet d'obtenir les coronaires en quelques minutes sur un ordinateur standard.

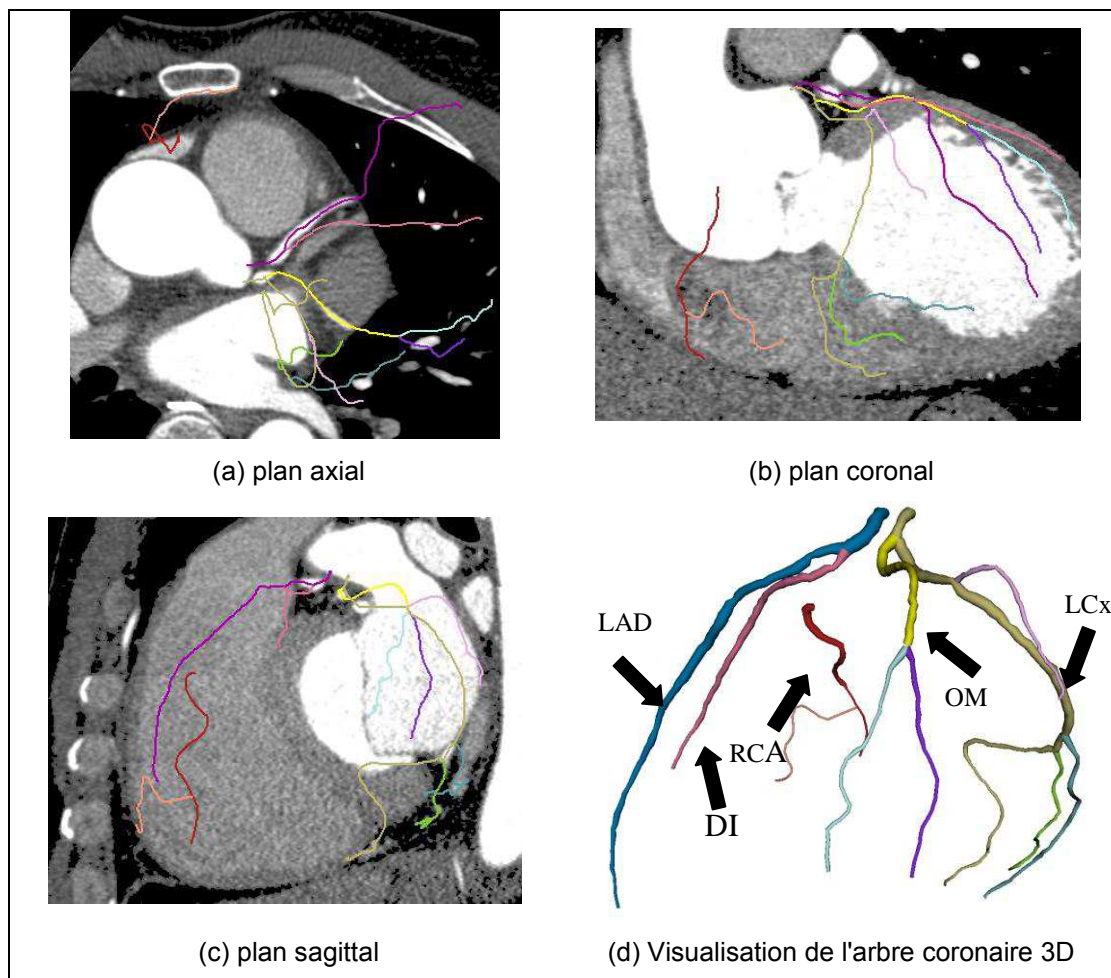


Figure 10 : Résultat de l'extraction de l'arbre coronaire sur le volume reconstruit à la phase 80 % du cycle cardiaque. Le volume est constitué avant interpolation de 200 coupes de taille 512×512 pixels. La résolution spatiale est de 0.4x0.4 mm².

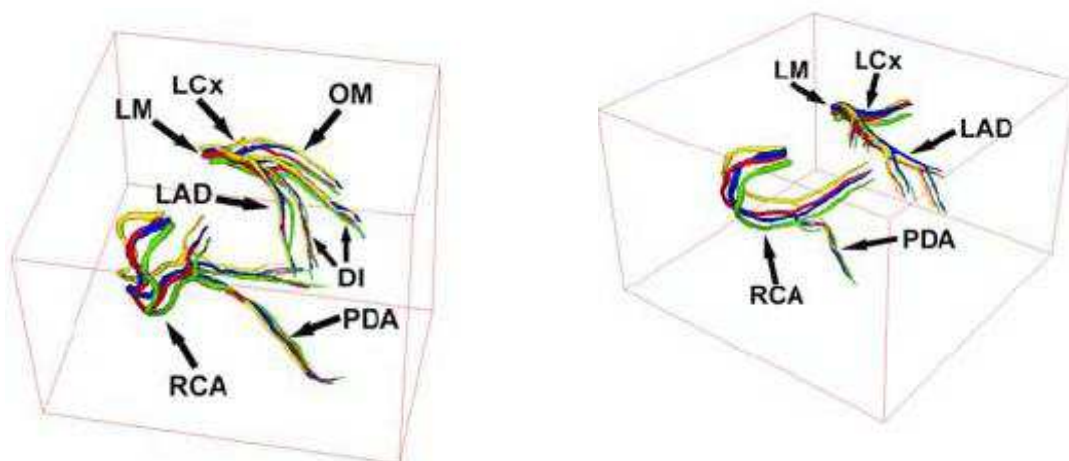


Figure 11: Résultat de l'extraction des arbres coronaires sur 4 phases du cycle cardiaque pour 2 séquences de 10 volumes différentes (2 patients différents) : phase 0% (■), 20% (■), 40% (■) et 80% (■).

Les performances de ces méthodes dépendent bien sur des caractéristiques intrinsèques des images mais également de la complexité structurelle des scènes. A noter que les propriétés des images en terme de contraste ne sont pas invariantes dans le temps. Une autre difficulté provient du fait que les images ne sont pas complètement corrigées en terme d'artefacts de mouvement lors de la reconstruction. Ces artefacts sont la conséquence de plusieurs phénomènes : (1) mouvement du patient durant l'examen, (2)

rythme cardiaque élevé supérieur à 60 bps et/ou variation de ce rythme au cours de l'examen (Figure 12.a), (3) mouvements rapides du cœur sur certaines phases du cycle résultant de la contraction cardiaque (phases d'éjection ventriculaire systolique, de début et fin de diastole). Dans ce dernier cas, ces artefacts sont induits par une désynchronisation entre la vitesse de rotation du système d'acquisition et le mouvement du cœur. Ils sont présents sur environ 50 % des volumes des séquences analysées (10 % à 40 % voire 50 % et 90 %). Ils induisent des effets de marches d'escalier sur les structures, de flou avec duplication ou décalage des vaisseaux (Figure 12.b) rendant leur extraction difficile voire impossible.

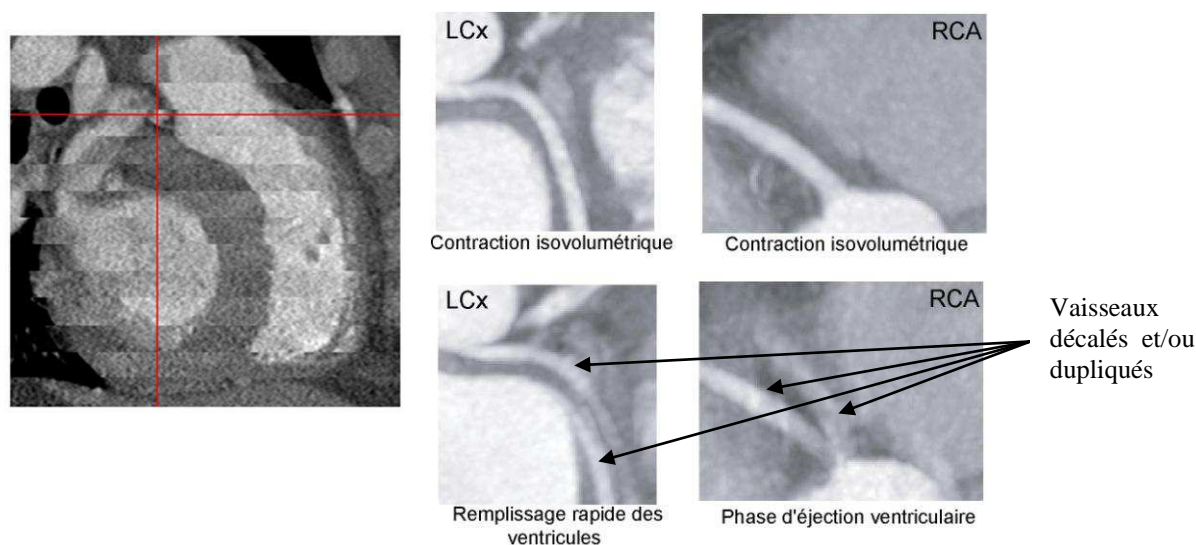
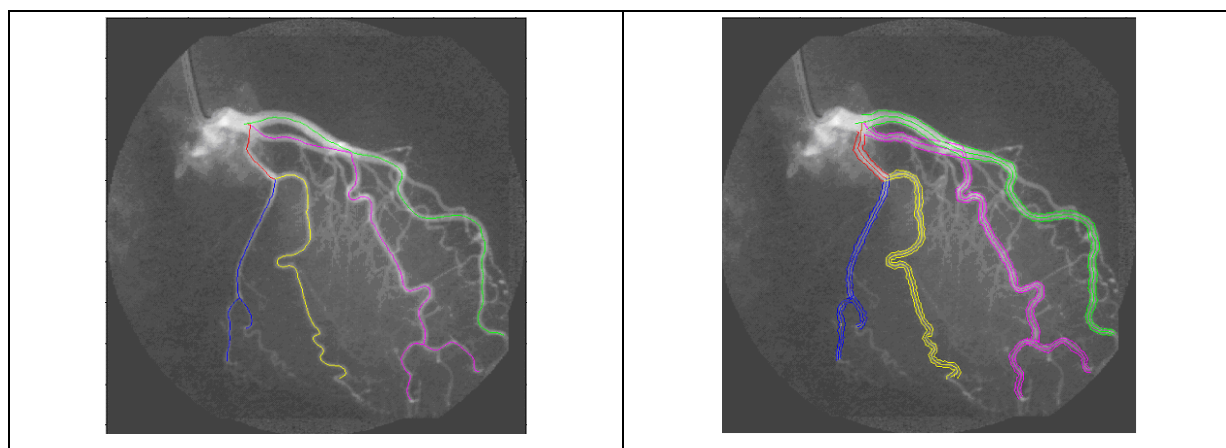


Figure 12 : Effet du mouvement sur les vaisseaux. Image de gauche : le volume présente un décalage entre ensembles de coupes du au mouvement du patient ou à la variation du cycle cardiaque durant l'acquisition. Image de droite : effet de la contraction rapide du cœur à certaines phases du cycle cardiaque sur la visualisation des coronaires: structures visualisées correctement en contraction isovolumétrique, décalage ou duplication des structures vasculaires en phase de remplissage rapide des ventricules (correspondant à la fin de la diastole) et en phase d'éjection ventriculaire (correspondant à la phase de systole)

En angiographie bi-plan, la segmentation des structures vasculaires dans l'espace 2-D a exploité la méthode de suivi basée sur les moments géométriques pour l'extraction des lignes centrales et une première estimation locale du contour et un modèle déformable de type B-spline snake pour raffiner la localisation de ces contours [Wang, 05]. Cette extraction a été appliquée après un traitement préliminaire des images visant à éliminer le fond (filtrage Gaussien, filtre morphologie de type "Top Hat" puis soustraction du fond) (Figure 13). Elle exploite un certain nombre de paramètres fixés a priori qui doivent être réajustés pour chaque image de la séquence.



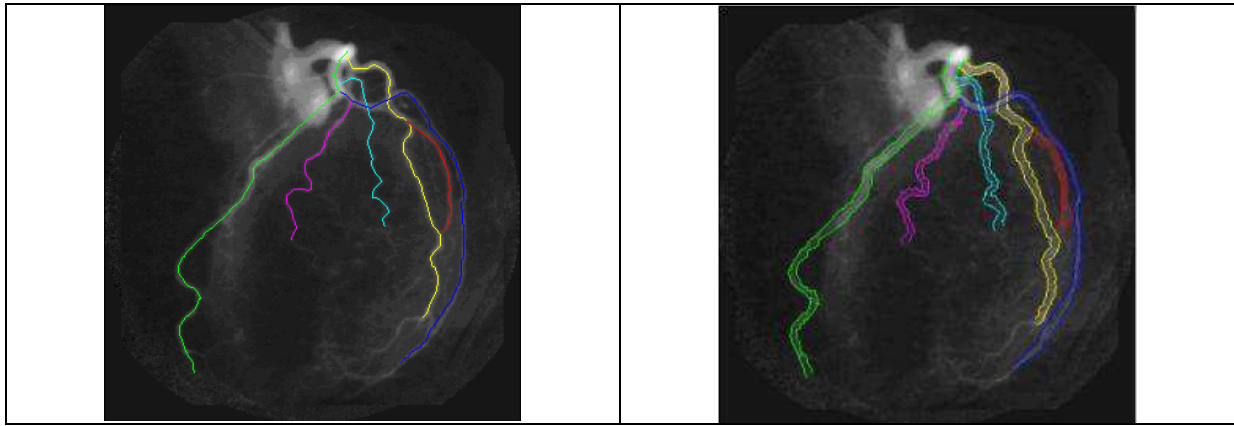


Figure 13 : Résultat de la segmentation des structures vasculaires en angiographie cardiaque bi-plan.

Contexte International: De nombreuses approches ont été proposées dans la littérature pour l'extraction des réseaux vasculaires et leur caractérisation [Kirbas, 03] [Kirbas, 04]. Elles sont appliquées plus spécialement à l'angio-IRM [Suri, 02a] [Suri, 02b] [Gerber, 02] et peu de travaux traitent de l'extraction des coronaires en imagerie scanner. Ces approches pourraient être classées en cinq catégories: les techniques de *croissance de région* exploitent les propriétés de connexité [Yim 00] en associant bien souvent un critère de seuil. La seconde approche est fondée sur un *suivi de la structure* dans l'espace 3D [Wink 00] en s'appuyant ou non sur une modélisation de la structure [Krissian, 00]. Elle permet d'obtenir une description structurée de l'arbre vasculaire. Les *modèles déformables* [McInerney, 96] et leurs extensions par "level-set" [Sethian, 96] [Lorigo, 99] permettent de déformer et déplacer des courbes ou des surfaces en appliquant des forces de propagation calculées à partir de critères locaux exploitant le gradient, la courbure ou plus globaux s'appuyant sur des critères de région. Des techniques *multirésolution* [Sato, 98] ou encore fondées sur *la morphologie mathématique* sont également très utilisées. Leurs performances sont intéressantes même si des problèmes de convergence, d'éventuelles connexités à d'autres structures anatomiques et d'extraction de vaisseaux fins, restent posés. Leurs inconvénients ont été cependant clairement identifiés: elles réalisent une opération de segmentation seule et donc l'étape de quantification doit être effectuée par la suite. De plus si les résultats d'extraction apparaissent satisfaisants dans le cas des vaisseaux normaux, la présence de pathologies conduit bien souvent à des erreurs ou des imprécisions dans la localisation et la détermination de la forme.

5. Transitions de description pour la formation d'objets

Le processus d'analyse d'images peut être formalisé dans un cadre relevant de l'ingénierie des connaissances où le modèle de base est représenté par des couches allant du bas niveau (les pixels ou les voxels de l'image) au haut niveau (étiquetage ou reconnaissance symbolique d'objets). L'idée est de former à partir de primitives élémentaires (points, de contours ou de régions) des entités de plus en plus élaborées (parties d'objets, puis objets) en tenant compte des relations (en particulier spatiales) entre ces entités. Cette démarche a été mise en œuvre (au moyen de systèmes multi-agent ou par tableau noir) en imagerie aérienne, en analyse de scènes d'intérieur, etc. mais s'avère relativement lourde car elle nécessite une modélisation approfondie des scènes étudiées et des mécanismes de contrôle et de raisonnement très élaborés.

Je me suis donc intéressée à des méthodes ne faisant pas appel à de tels a priori en m'appuyant sur les groupements perceptuels dans un premier temps puis sur les techniques de chaînes de caractères dans un second temps. Aucune de ces deux familles de méthodes n'a été appliquée dans le domaine de l'imagerie médicale mais elles me semblaient pertinentes pour la formation de branches vasculaires en angiographie X 2D et leur suivi dans des séquences temporelles.

5.1. Approches par groupements perceptuels

Le concept de groupement perceptuel développé par les psychologues de la « Gestalt » [Koffka, 35] [Kohler, 80] est fondé sur le fait qu'un grand nombre de perceptions mettent en jeu un groupe actif d'éléments dont l'organisation d'ensemble est importante. Les propriétés collectives de ces formes n'apparaissent pas forcément au travers de l'analyse des éléments constitutifs ou, autrement dit, ces parties interagissent entre elles. Les règles génériques d'organisation perceptuelle qui en ont émergé sont plus proches d'une théorie descriptive que d'une appréhension des mécanismes explicites de la vision [Wertheimer, 38]. Les groupements préconisés reposent ainsi sur les notions de proximité (en particulier spatiale), de similarité (fonction de la taille, du contraste, de l'orientation), de continuité (en direction), de fermeture (privilégiant les structures fermées), de simplicité et de sort commun (cohérence de mouvement pour un groupe par exemple). De nombreuses expériences psychovisuelles ont visé à approfondir ces notions [Marr,82] [Hochberg, 87].

Tous ces éléments, dont une présentation très schématique vient d'être donnée, ont inspiré les travaux menés en analyse d'image que ce soit sous forme d'une structure hiérarchique d'entités, de description de caractéristiques, d'association de primitives élémentaires ou composites et de fusion de propriétés [Sarkar, 93]. L'enjeu fondamental est évidemment de leur donner des *traductions opérationnelles* dont les plus simples seront celles appliquées aux entités élémentaires comme les lignes. La diversité des solutions proposées, les difficultés d'évaluation de leurs performances (les groupements perceptuels ne sont qu'une étape intermédiaire dans le processus d'analyse), le cadre théorique dans lequel elles sont globalement immergées, la dimension traitée (du 2D au 3D+temps), la nature des données et des caractéristiques extraites ou encore l'objectif poursuivi ne permettent pas de dégager une stratégie d'ensemble. Prenons à titre d'illustration, quelques-unes des propriétés de base. Les critères de proximité entre segments de droite ou de courbe, s'ils prennent en compte les distances minimales entre extrémités ou entre points quelconques, introduisent parfois la longueur des segments, la distribution de ces distances sur toute l'image ou l'échelle de résolution. Les critères de colinéarité, s'ils utilisent tous les différences angulaires, peuvent s'appuyer aussi sur les distances entre segments et le taux de recouvrement. La formulation proposée pour la cocurvilinearité s'exprime par une combinaison entre continuité et proximité, et celle de co-circulinéarité par l'orientation et la position des tangentes aux points considérés. L'analyse des symétries est fondée sur différentes définitions comme la symétrie oblique, la symétrie parallèle, la symétrie locale lissée ou encore la symétrie à ligne convergente. Leur mise en œuvre est menée généralement de manière locale (point à point) pour des formes libres. La détection des jonctions (point vers lequel converge un ensemble de lignes) repose sur les angles partageant un segment commun et dont les points d'intersection ne sont pas trop éloignés. Ils sont alors fusionnés successivement pour former une jonction unique.

La formation de structures plus complexes, la recherche de formes particulières ou dominantes, ou encore des meilleurs groupements dans l'image, à partir de ces critères locaux, vont reposer sur des formalismes allant de la théorie des graphes, des réseaux de neurones, des champs de Markov aux systèmes à base de connaissance. Le plus souvent abordées comme un problème d'optimisation [Heraud, 89][Herault, 93], ces méthodes vont à l'autre extrême jusqu'à la seule utilisation de règles perceptuelles sans introduire de connaissance à priori sur les objets. Elles font appel dans certains cas à des schémas multirésolution, à des conjonctions régions-contours. Tous ces travaux ont en commun de souligner quelques points essentiels: la complexité des systèmes dès lors que les contours sont associés à d'autres primitives ou qu'une densité importante d'objets distincts est observée; la part arbitraire dans la description de l'organisation; l'absence de garantie que la quantité à optimiser, ait une signification symbolique ou sémantique; les difficultés d'interfaçage actif avec les niveaux purement numériques (correction de la détection, raffinement des mesures) et symbolique (modèles d'objets ou de scènes). Ces travaux ne comportent pas non plus de véritable stratégie d'analyse.

L'application des groupements perceptuels aux données vasculaires pourraient faire l'objet des mêmes commentaires [Toumoulin, 97][Coatrieux, 98]. Seule la démarche générale et les résultats obtenus sont présentés ici. Rappelons tout d'abord les objectifs poursuivis. Ils sont au nombre de trois:

- La discrimination des objets extrinsèques;
- La formation de branches vasculaires;
- L'identification des zones complexes

Les traitements peuvent être séparés selon la dimension de l'espace dans lequel ils opèrent (Figure 15).

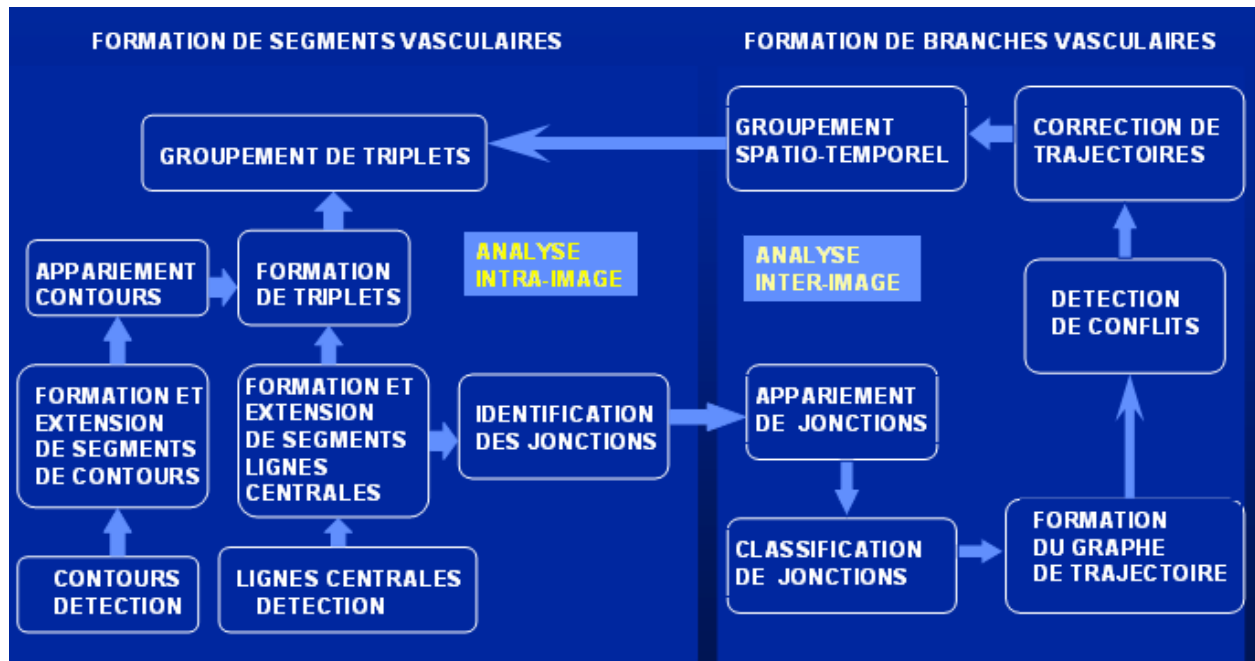


Figure 15: Représentation schématique de la formation spatio-temporelle de triplets

Chaque analyse intra-image est menée indépendamment (les images peuvent subir des traitements parallèles) et se construit à partir de deux types de lignes issues de la détection: les contours des vaisseaux et les lignes centrales, ces dernières étant considérées comme des lignes virtuelles car non perçues. L'extraction de ces lignes peut s'apparenter à une squelettisation (les propriétés d'homotopie, de bonne localisation et de reconstruction ne sont pas respectées à travers les algorithmes utilisés). Ces deux familles de lignes sont supposées spatialement et structurellement imprécises et incomplètes. Une première étape s'attache à (partiellement) corriger ces erreurs en rétablissant certaines connexités sur la base de critères de proximité et de continuité directionnelle aux extrémités. Un retour sur la détection serait déjà envisageable ici mais il rendrait la démarche plus lourde. D'autre part, il ne faut pas ignorer que les critères de continuité sur des objets de forme naturelle en contexte bruité peuvent soulever des difficultés en fonction du mode d'estimation des directions (en particulier l'horizon spatial pris en compte) et de la situation observée (les superpositions vont introduire des écarts non négligeables). L'appariement des contours est réalisé à partir des notions de proximité, de parallélisme et de similarité de forme (des descripteurs de Fourier sont utilisés): ils sont examinés par ordre de longueur décroissante. Un premier filtrage des objets extrinsèques étant effectué à ce niveau, une seconde vérification de cohérence de segments vasculaires est mise en œuvre par construction de triplets (inclusion d'un morceau de lignes centrales unique) et simultanément par la recherche de jonctions (points de bifurcation, de trifurcation, de croisement). Les triplets sont ensuite associés en exploitant la connexité des lignes centrales, un graphe relationnel étant construit. L'identification des superpositions

et des croisements multiples de branches n'est pas résolue, et les appariements de triplets situés de part et d'autre de ces zones ne peuvent en général pas l'être non plus.

C'est l'analyse inter-image qui va apporter des informations supplémentaires permettant d'aller plus loin dans ces regroupements. Le mouvement des structures vasculaires conduit en effet à la disparition de certaines superpositions (et donc des jonctions correspondantes) quand les bifurcations (pour les principales) resteront continûment présentes. Les jonctions de lignes centrales jouent ici un rôle majeur. Elles sont mises en correspondance en exploitant leur géométrie d'une part, les différences en niveau de gris d'autre part et ceci pour l'ensemble des paires d'images. Un graphe spatio-temporel en est déduit dont les nœuds représentent les jonctions et les arcs les appariements. Des appariements multiples et des absences de correspondance sont présents mais une première classification est déjà possible (sous la forme d'un étiquetage "vraie", "faux", "ambigu"). L'analyse de ce graphe de manière globale permet de détecter les conflits, les discontinuités et, dans certains cas, de les corriger. Les trajectoires de jonctions sont ensuite utilisées pour reconstituer les relations temporelles entre triplets. Les groupements s'appuient sur un critère de connexité des lignes centrales et sur les jonctions dans les zones de discontinuité des triplets, la fusion faisant intervenir la totalité de la séquence d'images. La figure 16 illustre le type de résultats obtenus: l'assemblage réalisé, qui permet de manipuler chacune des entités et de disposer des relations entre elles, ne répond pas totalement au second objectif fixé et ne s'avère pas plus efficace que d'autres méthodes. Elle marque bien les difficultés posées sur des données de formes libres, bruitées, à faible contraste et ne s'affranchit pas de décisions locales qui, une fois propagées, rendent leur analyse problématique. L'ordonnancement des opérations, procédant ici des éléments les plus saillants et les plus stables, n'exploite pas d'informations de contexte, il est vrai peu présentes en coronarographie. L'élaboration de critères d'association de triplets s'apparente à la construction de règles d'assemblage: la question posée ici est de savoir si des expressions purement numériques sont capables de faire face à l'ensemble des situations rencontrées. Ces commentaires soulignent la difficulté de passer des mécanismes psychovisuels à leur mise en forme pratique.

Ces travaux ont fait l'objet des travaux de recherche de Mao Fei [Fei, 95] dont la soutenance de thèse a eu lieu en juillet 1995.

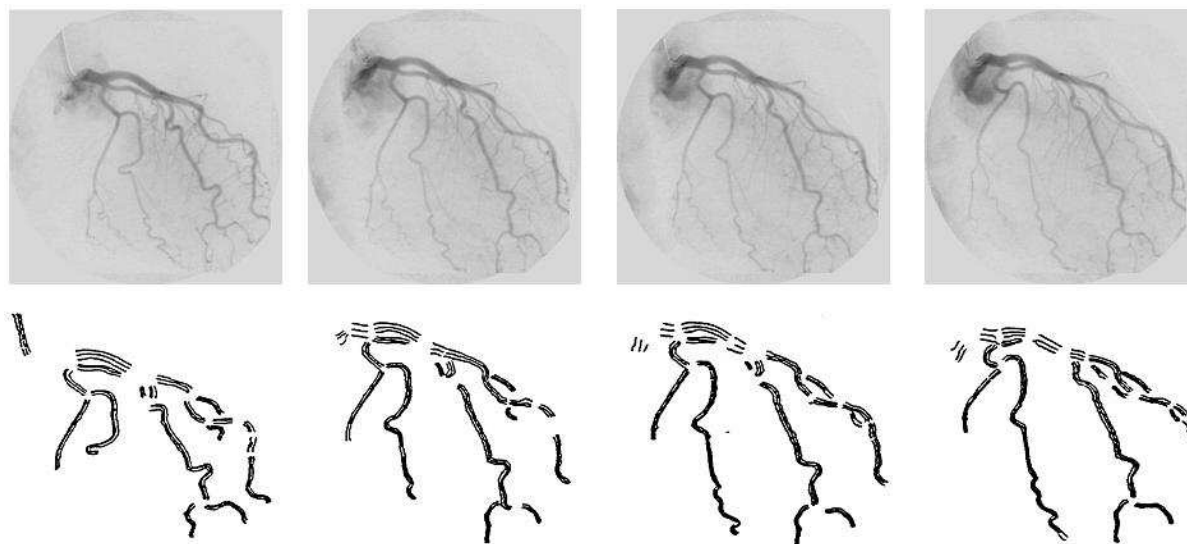


Figure 16: Résultat de la formation de triplets et des branches vasculaires sur 4 images d'une séquence

5.2. Méthodes structurelles

Les techniques de mise en correspondance de chaînes (communément appelées "string matching") ont été très utilisées pour la recherche et la récupération d'information (en particulier pour le traitement de la parole [Rabiner, 93], l'édition de documents [Wilfong, 9], l'indexation de systèmes de bases de données ou la comparaison de fichier [Heckel, 78], ...) et en biologie computationnelle (pour la classification de séquences de protéines [Needleman, 70] [Myers, 94] pour l'identification des chromosomes [Stanley, 98]) (cf. [Navarro, 01] pour un survey). En imagerie, quelques travaux ont concerné la compression des signaux, la reconnaissance de modèles ou de formes mais très peu ont été reportés dans la littérature sur des applications en analyse d'images [Tsai, 93] [Bunke, 95] [Chen, 98]. Les motivations se réfèrent généralement à la recherche de formes particulières dans les images, ces formes étant comparées à un ensemble de modèles prototypes dans un objectif de classification ou pour en extraire des sous-ensembles communs.

Les "string matching" représentent une approche syntaxique et structurelle relativement simple à mettre en œuvre et particulièrement puissante pour rechercher la similarité entre des chaînes ou des vecteurs de symboles. Elles sont qualifiées de différentes manières en fonction du nombre de chaînes impliquées dans la comparaison, des règles de codage (syntaxiques, scalaires ou multi-attribuées), du type de distance (normalisée ou contrainte dans le cadre de la reconnaissance de sous chaînes bruitées), de la définition de la fonction de coût (probabiliste ou heuristique basée sur une étape d'apprentissage) [Shapira, 07]. La définition de la fonction de coût revêt une importance cruciale dans le calcul de la distance d'édition. La plus communément employée est celle de Levenstein fondée sur les trois opérations d'édition: insertion, suppression et substitution de symboles. Les coûts d'édition fixés *a priori*, reflètent la dissimilarité entre les deux symboles. Ce coût associé à chaque opération d'édition est généralement 1 (1 pour l'insertion et la suppression, 0 si les symboles sont identiques ou 1 pour une opération de substitution). D'autres distances ont été considérées telles que la distance de Hamming qui n'autorise que l'opération de substitution ou la distance de la plus longue sous séquence commune pour laquelle seules des insertions et des suppressions sont admises (cette dernière permettant de rechercher la plus longue sous-séquence commune aux deux chaînes [Apostolico, 87]). La distance d'édition s'est trouvée ensuite enrichie avec l'introduction de nouvelles opérations telles que la transposition de deux symboles (c.a.d. substitution de "ab" en "ba"), la substitution sub-chaîne qui consiste à remplacer un ensemble de symboles par un symbole (et vice versa) [Bunke, 93], faisant référence aux techniques de la logique floue [Ukkonen, 85], la séparation ou le regroupement de symboles de manière à prendre en compte le bruit et les distorsions [Tsai, 93]. La variabilité des coûts représente une autre façon de prendre en compte le bruit en considérant le contexte ou l'environnement du symbole considéré.

Les chaînes attribuées ont été ensuite utilisées pour la reconnaissance de formes lorsque le symbole n'est plus un caractère mais un vecteur d'attributs qui décrit les propriétés géométriques et relationnelles locales de la structure [Bunke, 01] [Kaygin, 01]. Elles sont utilisées sur des primitives de type frontière ou ligne médiane. Les contours ou les lignes medianes sont le plus souvent approximés par des lignes droites ou des poly-lignes ou construits à partir d'un ensemble de points [Bunke, 93], [Gordman, 88] [Tsai, 89]. L'objectif consiste à évaluer le degré de similarité entre deux chaînes A et B, à travers une métrique dérivée de celle de Damereau-Levenshtein et désignée sous le terme de distance d'édition. Cette distance est définie comme la séquence d'opérations d'édition (insertion, suppression, substitution) de coût minimal nécessaire pour transformer la chaîne A en B. La recherche de l'appariement optimal est formulée comme un problème d'optimisation [Wagner, 74].

Cette mise en correspondance de lignes (contours ouverts ou fermés) nécessite au préalable de définir le type de codage (chaînes symboliques ou attribuées) et la fonction de coût des opérations (qui peuvent être fixés *a priori* ou dépendants des attributs associés). Les travaux se sont attachés à résoudre les points suivants dans le cadre de leur application sur les images angiographiques pour reconstituer des méta structures : les branches vasculaires à partir des informations bas niveaux issues de la segmentation :

- l'utilisation d'un codage vectoriel exprimant les propriétés structurelles et relationnelles comme la direction, la courbure, la vitesse de déplacement ou les descripteurs de Fourier [Gorman, 88] ;

- la définition d'une fonction de coût multiparamétrique dépendant du contexte (ou de la configuration de voisinage) et intégrant l'imprécision de la détection (appariement flou) [Gregor, 95] mais aussi les critères perceptuels tels que la continuité, la proximité ou la symétrie ;
- l'introduction de contraintes géométriques et topologiques des lignes (ces contraintes sont formulées dans la littérature essentiellement sous la forme du nombre d'opérations [Oommen, 87] ;
- la normalisation de la distance d'édition pour tenir compte des différences de longueur importantes des chaînes considérées (normalisation par la longueur du chemin d'édition [Marzal, 93] ou par le nombre d'opérations de suppression/insertion [Oommen, 96] ;
- l'extension à des chaînes multiples [Sankoff, 83][Murata, 85] [Fredman, 84] [Gotoh, 86] en procédant par paire (le coût de l'alignement étant la somme des coûts issus des comparaisons deux à deux) ou par traitement direct global (dont la complexité en calcul doit rester mesurée).

L'approche retenue consiste à exploiter les informations fragmentaires issues de la segmentation bas niveau. Les primitives utilisées, les lignes, reconstituées par des techniques de regroupement perceptuelles, sont de formes libres, de longueurs différentes, qui peuvent être spatialement décalées les unes par rapport aux autres. Le regroupement des trois lignes (ligne centrale + contours) vise à reconstituer des segments vasculaires représentant tout ou partie des branches vasculaires, tout en éliminant les informations non cohérentes tels que les artefacts de soustraction et les segments ou points isolés n'appartenant pas à la structure d'intérêt et issus des erreurs de segmentation. Les appariements entre lignes peuvent être partiels (un sous ensemble d'une ligne peut être apparié avec un sous ensemble d'une autre ligne) et multiples (une ligne peut être appariée par morceau avec différentes lignes). Ces lignes ont été représentées par des chaînes attribuées (chaque point de la ligne étant associé à un vecteur d'attributs). Plusieurs fonctions de coût multiparamétriques ont été définies sur des paires de symboles, exploitant des mesures de similarité entre les attributs des points à appairer et des mesures évaluant localement le parallélisme et la symétrie. La formation des triplets de lignes a ensuite été réalisée en appliquant l'algorithme de Wagner & Fischer et en procédant par appariement de chaînes par paires (l'appariement simultané de lignes multiples (algorithmes de Sankoff ou Wagner & Fisher étendu) n'ayant pas montré d'amélioration significative sur le résultat de l'appariement d'ensemble, leur complexité de calcul étant de plus plus élevée : $O(N^3)$ contre $O(3*N^2)$, avec N représentant la longueur de la chaîne) [Bellanger, 03] [Toumoulin, 03].

Ces travaux ont fait l'objet des travaux de thèse de Jorge Brieva dont la soutenance a eu lieu en février 2001. Les résultats obtenus en intra-image sont reportés dans les figures 17 et 18. Ils montrent à travers des motifs locaux et des analyses plus globales ce qu'il est possible d'extraire et les entités formées.

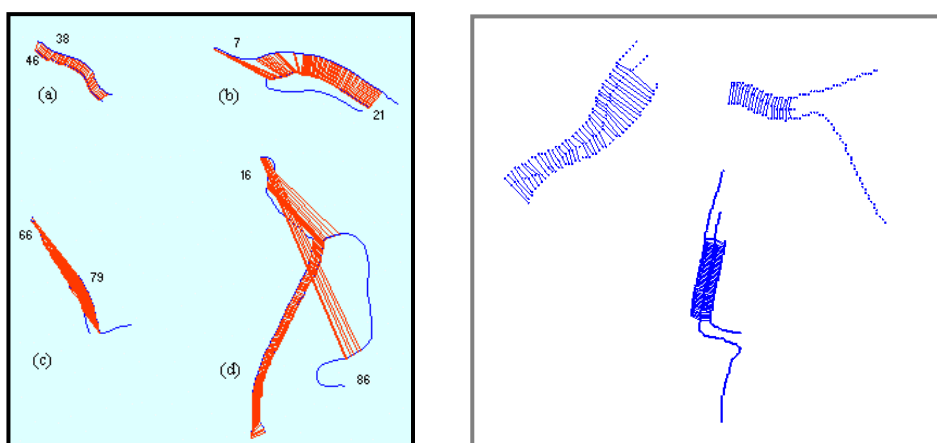


Figure 17 : Résultat de l'algorithme de "string matching" sur la mise en correspondance de lignes, selon le type de codage et fonction coût appliqués:

- Image de gauche : Codage de Freeman, fonction de coût unaire et constant
- Image de droite: Codage associant un vecteur d'attributs et fonction de coût variable, construite sur des critères de parallélisme et de courbure.

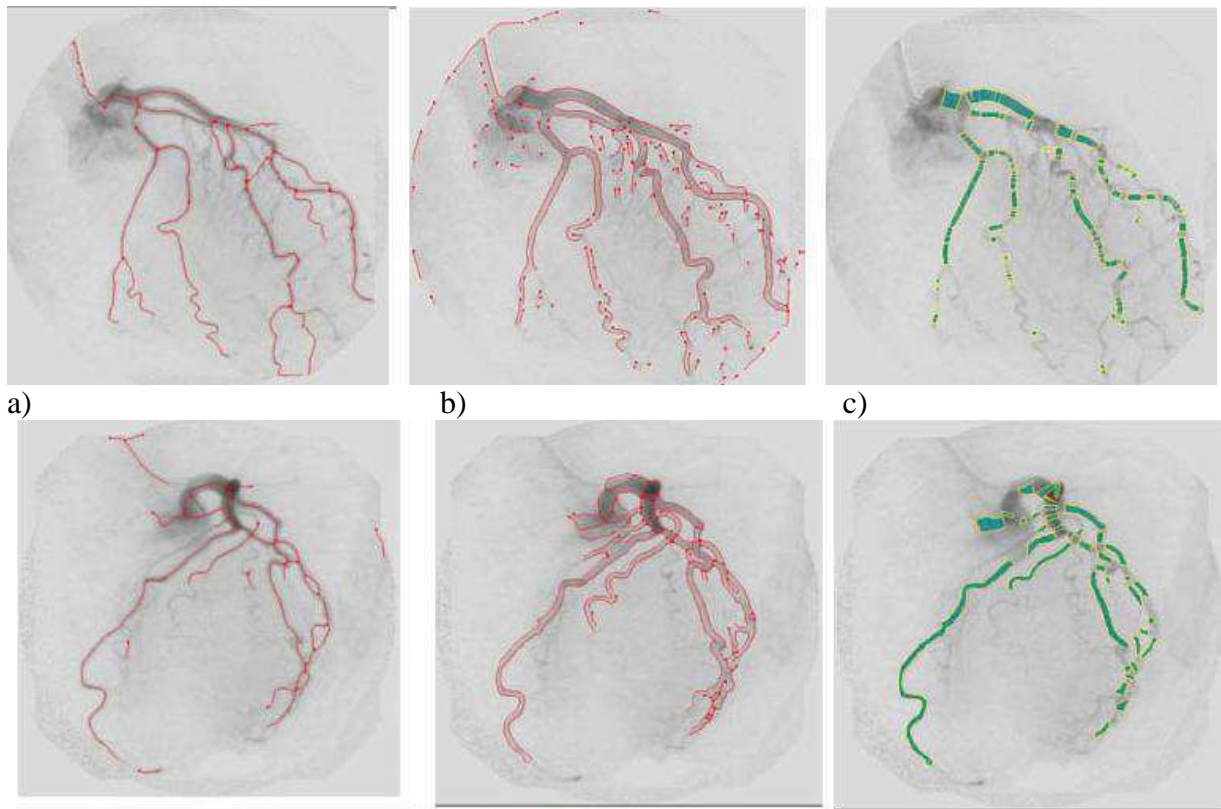


Figure 18: Formation de triplets sur une image de la séquence acquise selon une incidence OAD et OAG: ligne centrale (a) et contours (b) superposés sur l'image originale [??], (c) Résultat de la mise en correspondance de trois lignes. L'ensemble des triplets extraits apparaît en vert, superposés sur l'image originale.

Mon objectif a été ensuite d'étendre ces travaux sur les images d'angiographie cardiaques de projection, aux séquences d'images qu'elles soient spatiales (3D), temporelles (2D+T) ou spatio-temporelles (3D+T). Ces travaux ont été menés dans un contexte de reconstruction 3D de l'arbre vasculaire cardiaque à partir d'un faible nombre de projections (2 vues). L'objectif a été d'exploiter l'information temporelle c'est à dire le *mouvement des structures* (Figure 19) dans la séquence d'images pour reconstituer des entités structurelles de plus haut niveau et obtenir une description symbolique des structures dans l'espace 2D pour améliorer leur reconstruction dans l'espace 3D. Elle conduit à traiter des structures déformables dont les mouvements ne sont ni rigides ou ni simplement articulés.

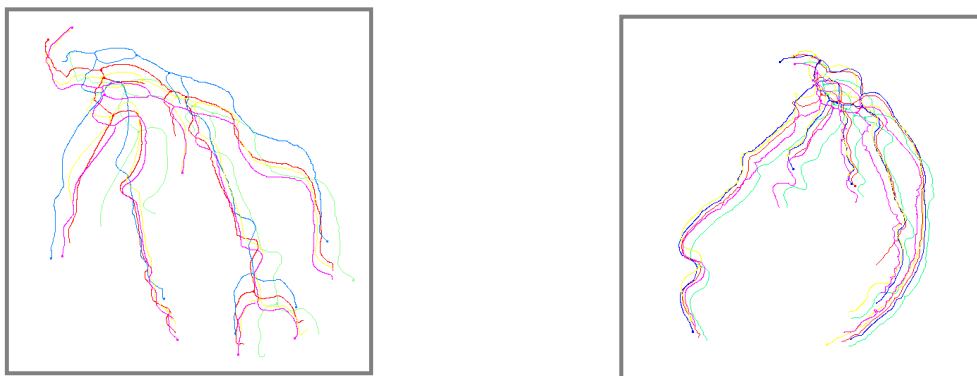


Figure 19: Superposition des lignes centrales de vaisseaux extraites sur une séquence temporelle 2D+T sur les séquences acquises en incidence OAD et OAG respectivement. Cette superposition met en évidence l'amplitude de mouvement cardiaque sur les structures vasculaires.

Deux approches, ont été développées sur la période [2002-2005].

La première reprend l'algorithme de mise en correspondance de chaînes attribuées, avec une fonction de coût associant des critères sur l'intensité, le parallélisme des lignes et leur courbure. La distance d'édition est normalisée pour fournir une valeur qui tienne compte de la longueur du segment apparié et sur cette longueur, de la densité de points ayant fait l'objet d'un appariement.

La mise en correspondance est réalisée sur les lignes centrales. La stratégie globale consiste à considérer pour chacune des lignes de l'image I_t , un ensemble de lignes candidates localisées dans un voisinage proche dans l'image I_{t+d} . Toutes les combinaisons possibles sont ensuite considérées et évaluées pour ne retenir que les appariements pertinents. Ce filtrage s'appuie sur un critère de :

- seuil sur la distance d'édition normalisée (ce seuil n'est pas sensible et permet d'éliminer toutes les associations jugées inconsistantes).
- recouvrement entre lignes appariées pour éliminer les associations multiples (i.e plusieurs segments de lignes sont appariés à une même ligne). Les appariements ne sont validés que s'il n'existe pas de recouvrement entre les ensembles appariés et s'ils n'introduisent pas de discontinuité entre ces segments. En cas de recouvrement, le choix s'effectue sur la valeur de la distance d'édition normalisée. La distance d'édition normalisée permet de favoriser les associations de segments qui présentent un ratio nombre de points appariés sur la longueur du segment, le plus élevé (Figure 20).

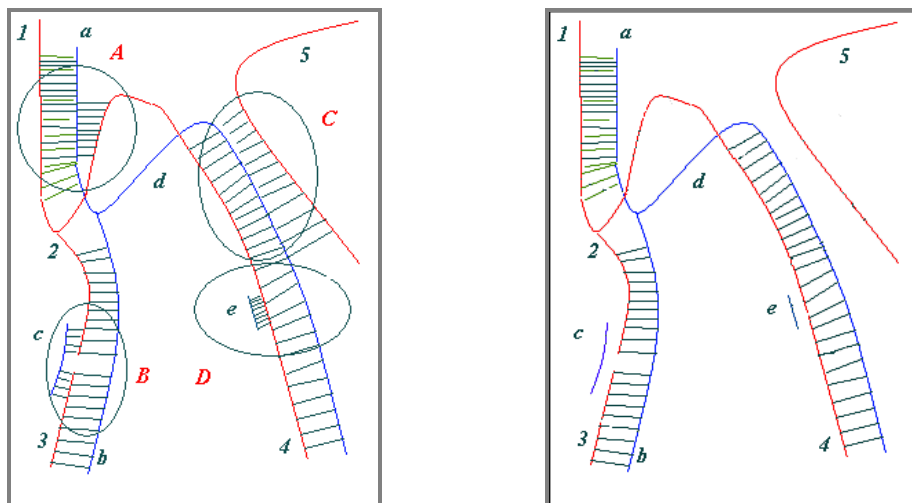


Figure 20: Processus de filtrage des appariements entre 2 lignes centrales (représentées dans chaque graphique en rouge et bleu. Les lignes vertes représentent les associations entre points de chaque ligne centrale). a) les lettres *a, b, c* et *d* illustrent 4 situations d'appariements dans lesquelles un recouvrement apparaît. b) résultat après filtrage.

Une autre démarche a été abordée qui exploite une technique de recalage élastique au moyen de fonctions plaques minces, "Thin Plate Splines", ou TPS [Gu, 03]. Cette méthode résume les vaisseaux à des lignes centrales par le biais d'ensembles de points et, à la différence des "string matching", ne cherche pas à constituer des entités plus évoluées. Elle procède à une optimisation globale sur l'ensemble des points et permet d'avoir un accès direct à une approximation des mouvements des vaisseaux. La solution finale a été d'exploiter les qualités de ces deux approches en les combinant. Elle reprend l'algorithme de chaînes attribuées et l'intègre en tant que fonction de similarité dans l'algorithme de recalage. Ce couplage a été envisagé ici sous la forme d'un processus optimisant de manière alternative la recherche des correspondances entre les images et la transformation non-rigide contrainte à une déformation lissée du modèle TPS [Gu, 05]. Il permet d'établir automatiquement pour chaque paire d'images, l'équilibre optimal entre chacun des critères exploités dans la fonction de coût de l'algorithme "string matching". Pour l'ensemble des images des séquences étudiées, les coefficients ont été identiques : 50% pour l'intensité, 20 % pour le parallélisme et 30 % pour la courbure. Les

performances de l'algorithme ont été plus généralement testées sur des mouvements non linéaires de faible à grande amplitudes à la fois sur des mouvements simulés et réels (Figures 21 et 22). Ils confirment que l'intensité joue un rôle stabilisateur important lorsque la courbure est sujette à des déformations importantes dans le temps.

Ce travail s'est inscrit dans le cadre du Centre de Recherche en Information Biomédicale Sino-Français (CRIBS) et a fait l'objet de la thèse en cotutelle de Mr. Jia Gu soutenue le 28 Août 2005 à Nankin, Chine, devant un jury sino-français [Gu, 05].

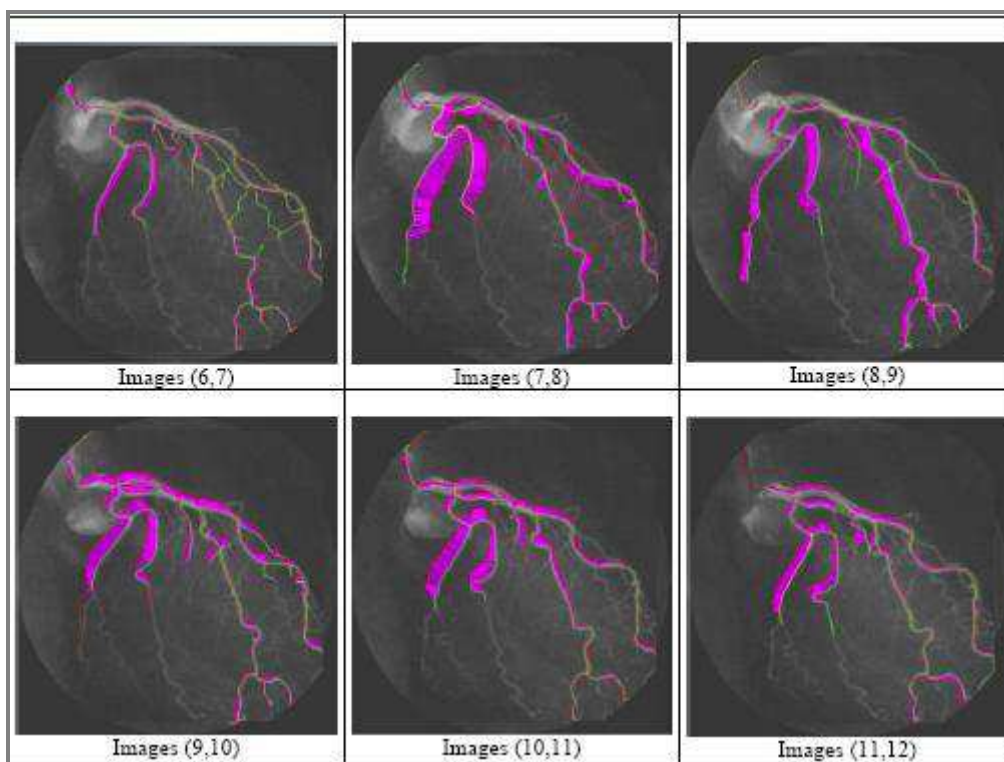


Figure 21: Résultat de la mise en correspondance temporelle de lignes centrales par string matching avec une fonction de coût multiparamétrique exploitant les critères d'intensité, de courbure et de parallélisme.

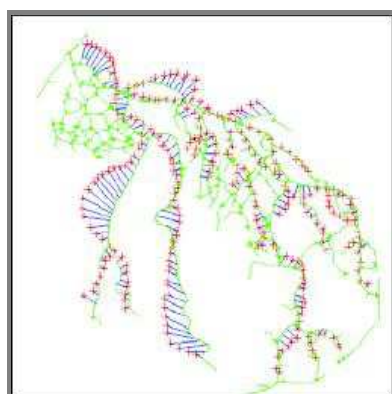


Figure 22 : Résultat de l'appariement des lignes centrales avec l'algorithme couplé TPS + string matching (ASM) pour un mouvement de grande amplitude (En rouge un modèle de ligne centrale simplifié, en vert une structure cible plus complexe).

Contexte international: L'analyse de mouvement dans les séquences qu'elles soient spatiales ou temporelles, associe des techniques de segmentation et de suivi de mouvement dans un objectif de reconnaissance des structures par leur mouvement [Wang, 03]. Un grand nombre de méthodes ont été exploitées dans ce sens: filtres de Kalman, méthodes de flux optiques ou de block matching mais également méthodes basées sur des approches différentielles, modèles déformables [Paragios, 00] ou techniques de recalage non linéaires [Chui, 03] qui associent des informations à la fois sur les contours et les régions. Peu de travaux ont été réalisés en imagerie médicale dans le domaine des techniques de mise en correspondance de chaînes. Ceux rencontrés dans la littérature, exploitent cette technique dans un contexte de reconnaissance de forme en robotique ou en biologie moléculaire. Les primitives de forme sont généralement des segments de droite [Tsai, 93] [Chen, 98], des points [Bunke, 93] ou des angles [Chen, 98]. Les attributs de description s'appuient sur la courbure locale [Bunke, 93], les descripteurs de Fourier [Gorman, 88], le rapport de longueur entre deux segments adjacents ou l'angle entre deux segments [Tsai, 93] [Chen, 98].

5.3. Éléments d'une critique

Les recherches concernant les groupements perceptuels ont permis de montrer la difficulté d'établir des critères locaux robustes traduisant les propriétés de proximité, de continuité, de parallélisme pour des formes naturelles complexes lorsque l'objectif est de leur donner un caractère générique. Leur étude dans le cadre de séquences d'images aboutit par ailleurs à des schémas d'optimisation globale relativement lourds en temps de calcul même lorsque l'analyse est limitée à des lignes et des points caractéristiques. Ce constat, et la nécessité de généraliser les critères aux notions de similarité et aux descripteurs de mouvement, nous ont amené, en conservant la même ligne directrice, à reformuler les règles de groupements perceptuels dans le cadre de méthodes structurelles. Celles-ci présentent en effet un certain nombre d'avantages : (1) le parallélisme et la similarité de formes sont traités de manière équivalente ; (2) le codage peut être étendu du monodimensionnel au multidimensionnel, c'est à dire inclure des attributs distincts comme forme et mouvement ; (3) l'invariance à des opérations de translation et de rotation (à des permutations près) ; (4) la généralité de la description, valide en 2D et en 2D + temps ; (5) la capacité de concaténer ou de dissocier des lignes. L'effort entrepris dans ce cadre méthodologique est un exemple des synergies existant dans tous les problèmes de mise en correspondance, qu'ils traitent de suites événementielles dans le temps (surveillance de processus en signal ou recherche de signatures temporelles) ou de primitives spatiales (suivi d'objets en mouvement ou reconstruction 3D).

6. Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner

L'analyse du mouvement des artères coronaires en imagerie scanner a été initiée en 2004 dans l'objectif de compléter et confronter l'étude fonctionnelle menée sur le muscle cardiaque. Elle a été réalisée sur des séquences de 10 à 20 volumes acquis sur un cycle cardiaque. Cette analyse prolonge les travaux de navigation active menés dans le cadre de IMPACT, en la plaçant dans le cadre d'images dynamiques: il s'agit de déterminer la trajectoire optimale du capteur (en terme d'évitement de plaque et de positionnement optimal du cathéter) par analyse de la scène vue de l'intérieur des structures déformables en mouvement. Elle s'inscrit dans une procédure d'intervention endovasculaire guidée par l'image.

Ce travail a fait l'objet des travaux de thèse de Soizic Laguitton, dont la bourse a été financée par la région Bretagne (thèse soutenue le 15 janvier 2008 [Laguitton, 08]).

Une première approche repose sur une technique de mise en correspondance spatio-temporelle de régions. Elle opère en deux temps: (1) Recherche du vaisseau dans le volume suivant, (2) Raffinement de la position du cathéter à l'intérieur de l'artère. La première étape repose sur une technique de mise en

correspondance de régions sur la base d'un critère combinant descripteurs de moment géométrique et caractéristiques locales estimées sur et dans l'environnement du vaisseau (rayon du vaisseau, intensité interne au vaisseau et intensité du fond). La recherche de la position d'un point dans le volume suivant s'effectue en définissant un espace de recherche dont la taille tient compte du mouvement maximal des artères entre deux phases du cycle cardiaque. Cet espace de recherche, centré sur le point projeté, est subdivisé en N sphères de rayon égal à celui du vaisseau estimé dans le volume précédant. Un algorithme itératif multirésolution est ensuite appliqué sur chaque région sphérique de manière à faire converger le centre de chaque sphère sur les structures de plus fortes intensités (qui correspondent aux artères, aux cavités cardiaques et au myocarde). Un critère de distance minimale, élaboré sur les différences entre vecteurs d'attributs, permet ensuite de retenir le centre de la région la plus proche comme le point du vaisseau suivi. Le raffinement de sa position est ensuite réalisé à travers un suivi spatial à l'intérieur du vaisseau, sur un critère de distance construite à partir de la somme des différences d'intensités entre la région concernée sur le volume courant et la région candidate sur le volume traité (Figure 23) [Laguitton, 09].

Les résultats obtenus en simulation puis sur données réelles (Figure 24) font apparaître une bonne robustesse de l'algorithme sur des mouvements d'amplitude allant jusqu'à 1 cm entre deux instants temporelles, ce qui dépasse largement le déplacement maximal que l'on peut rencontrer en pratique sur l'artère coronaire droite (qui représente l'artère la plus mobile sur un cycle cardiaque) [Husmann, 2007].

La deuxième approche est basée sur les techniques d'endoscopie virtuelle. L'endoscopie consiste à placer une caméra optique au bout d'un cathéter navigant dans la structure à observer. Elle représente une technique de visualisation et de navigation interactive qui permet de simuler le déplacement du capteur (calcul de sa position, de son orientation et de sa trajectoire) en travaillant dans un ou plusieurs volumes image acquis en phase préopératoire.

Le suivi spatio-temporel d'un point d'une artère sur une séquence dynamique 3D est ainsi réalisé en assimilant ce point au capteur. Celui-ci n'est pas placé sur la ligne centrale du vaisseau comme dans la méthode de suivi basée sur les moments mais est positionné de manière à fournir un point de vue optimal, en terme de profondeur d'observation, sur la lumière vasculaire. La méthode proposée exploite les informations extraites au cours de la construction d'une image endoscopique du vaisseau pour calculer la position, l'orientation et la trajectoire du capteur. L'ajustement de la position et de la direction de vue est réalisée au travers d'un processus itératif alternant deux processus : (1) Maximisation du rayon passant par le centre de l'image, (2) Minimisation de l'écart type sur la longueur des rayons passant dans le plan image.

Le suivi spatial est réalisé par une procédure de navigation à l'intérieur du vaisseau pour extraire l'ensemble des points candidats qui seront mis en correspondance avec le point de référence pour retrouver sa position dans les volumes successifs.

La structure générale de la méthode est identique à la méthode précédente. Elle se déroule en trois phases: initialisation de la position du capteur, suivi temporel et navigation spatial pour affiner la position de ce capteur. La mesure de similarité utilisées dans les deux cas, est une mesure de la différence au carré des intensités (SSD) sur un voisinage cubique de taille N^3 orienté dans la direction locale estimée du vaisseau et centré sur les positions de référence et candidates du capteur.

Ces méthodes ont été appliquées sur des données sur lesquelles un mouvement non linéaire a été simulé afin d'évaluer leur robustesse par rapport à la variation des paramètres intrasèques à la méthode dans différents environnements bruités et entachés d'artéfacts de mouvement. Ainsi pour les deux méthodes, sur cinq séquences présentant un mouvement simulé et 50 points localisés sur différents segments vasculaires, l'erreur moyenne de localisation a été inférieure à 1.8 mm à l'issue du suivi temporel et à 1 mm à l'issue du suivi spatiale. Une évaluation sur données réelles (Figures 25 et 26) a ensuite été réalisée qui a conduit à la construction de trajectoires de points et de courbes de déplacement des segments coronaires sur le cycle cardiaque (Figure 27).

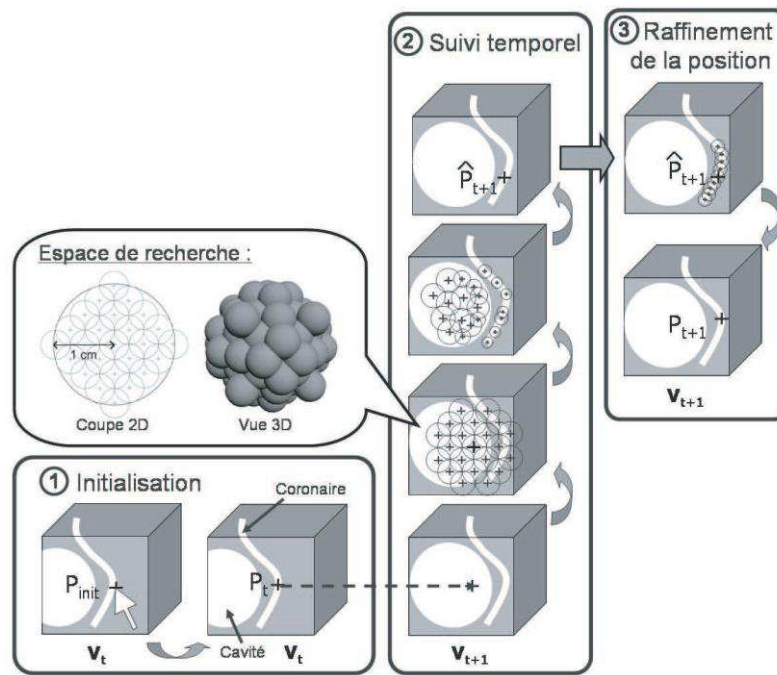


Figure 23: Représentation schématique de la méthode basée sur les moments géométriques

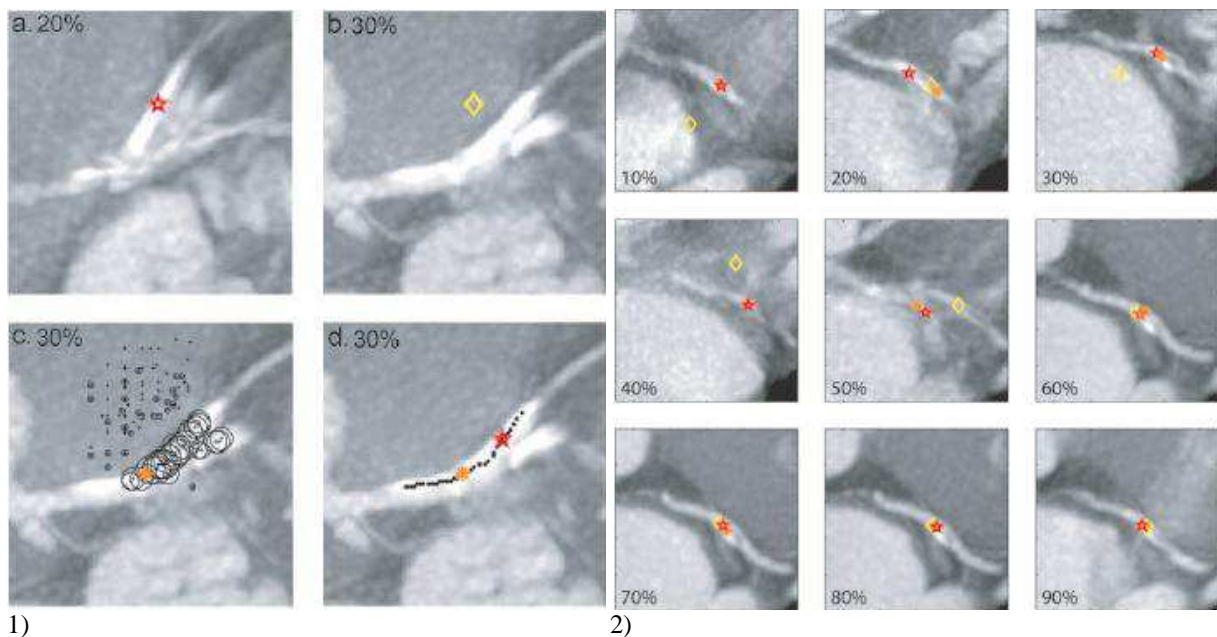


Figure 24: Illustration du suivi spatio-temporel :

- 1) Suivi sur un point de l'IVA situé à environ 2,5 cm de l'origine de l'artère. a). Position du point P_t dans le volume V_t . (phase 20%) b) : Position P_t dans le volume suivant V_{t+1} (phase 30%) c) Répartition des centres de sphères dans l'espace de recherche après application de l'algorithme multiresolution : Astérisque orange : position estimée P_{t+1} à l'issue du suivi temporel. d) En noir : points extraits par le processus de suivi spatial, étoile rouge : position finale estimée P_{t+1} .
- 2) Suivi d'un point situé sur l'artère circonflexe (LCx), situé à 1,5 cm de l'origine de l'artère, sur la séquence: Losange : position du point sur le volume précédent. Astérisque orange : position estimée à l'issue du suivi temporel. Etoile : position finale du point à l'issue du suivi spatial; ces images font apparaître un mouvement important sur les volumes 10% 30% et 40% ainsi qu'un artefact de mouvement sur le volume 50%.

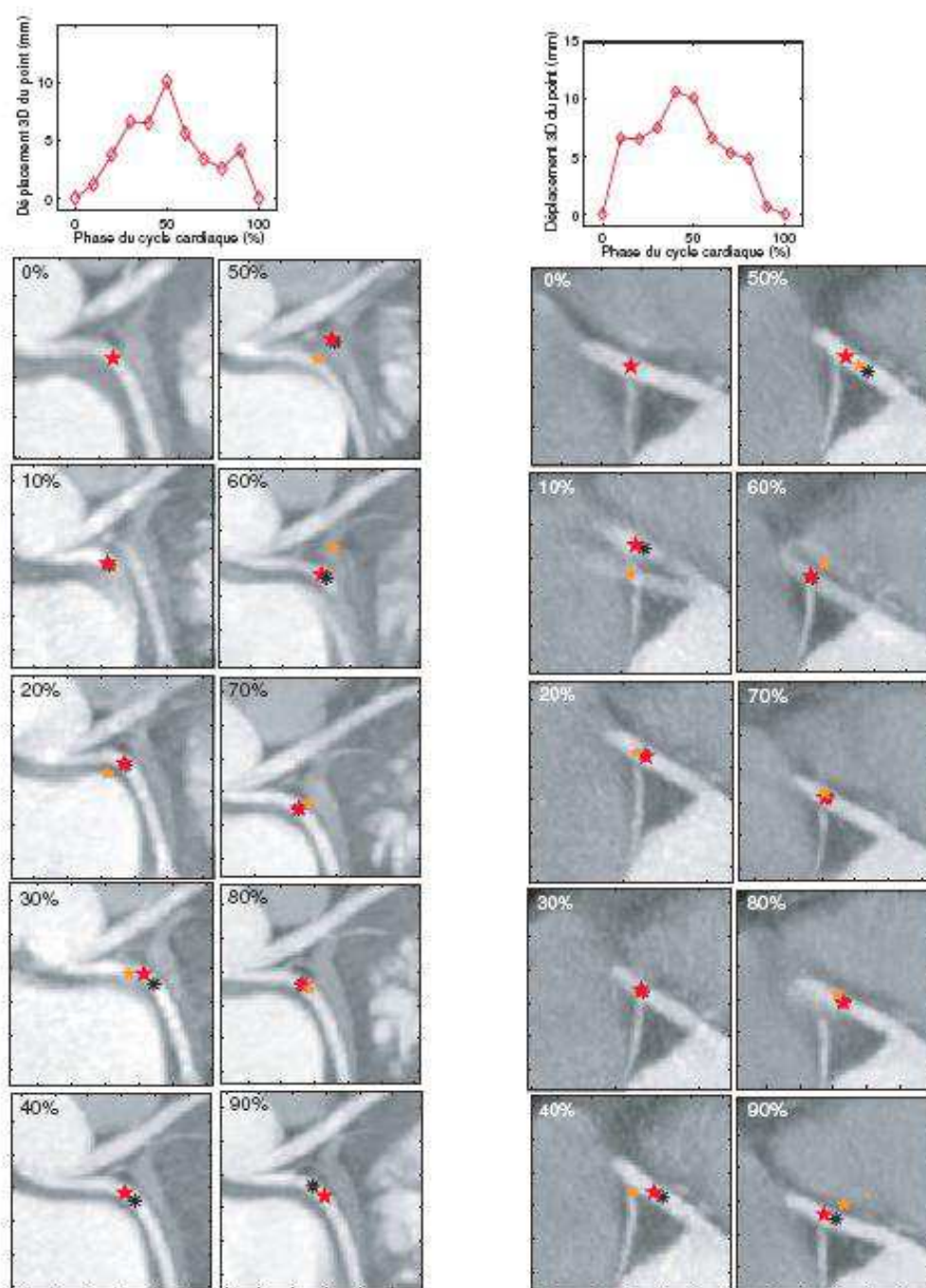


Figure 25: Exemple de suivi sur un point de l'artère circonflexe et coronaire droite respectivement par l'approche suivi basé sur les moments géométriques . La courbe 3D représente le déplacement de ce point sur la séquence. L'étoile orange indique la position sur le volume précédant, l'étoile noire indique la position après suivi temporel et l'étoile rouge la position estimée du point après suivi spatial. L'algorithme présente un bon comportement malgré la présence d'artéfacts de mouvement (volume 50 et 60 % pour l'artère circonflexe, 10 et 60 % pour la coronaire droite)

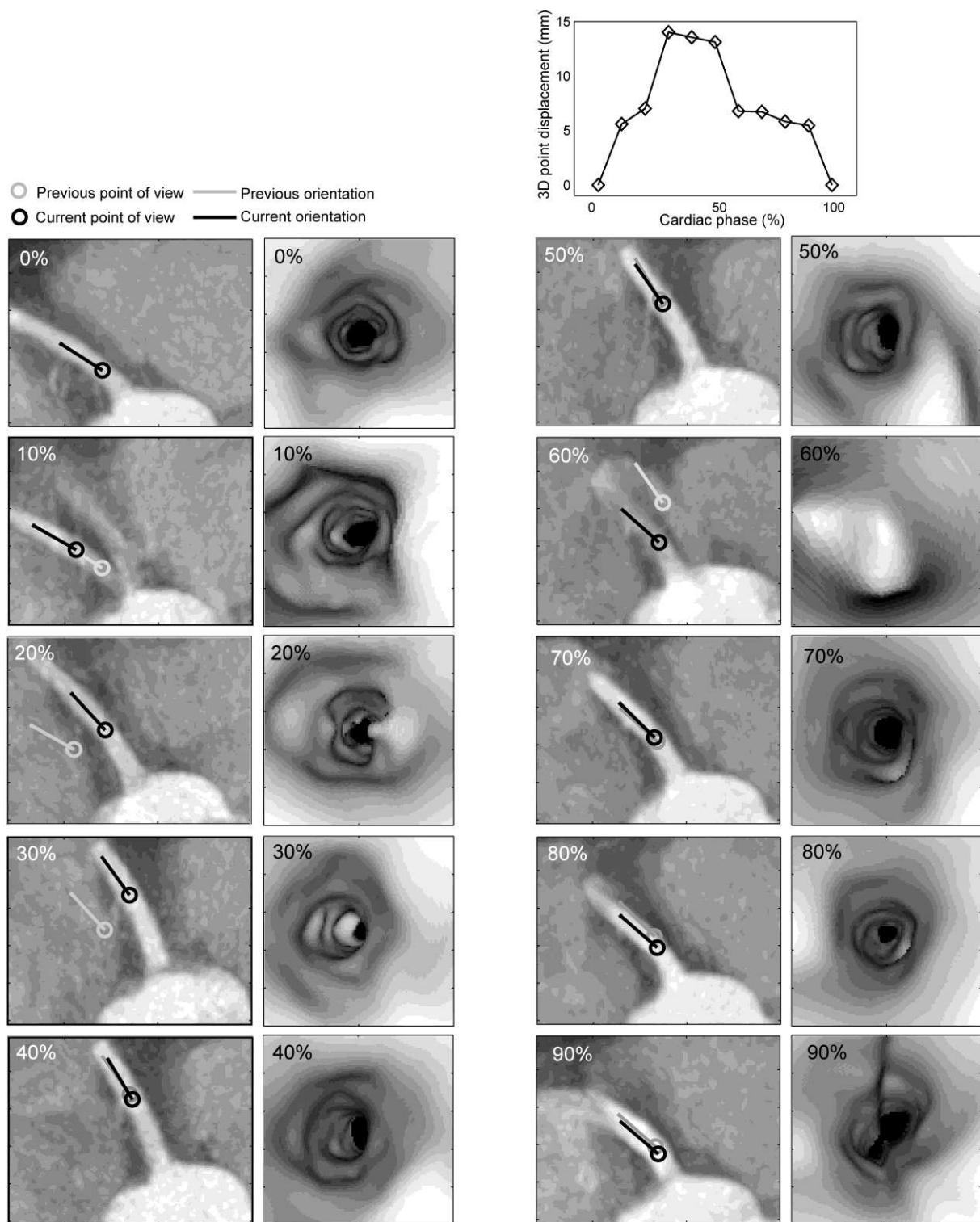


Figure 26. Suivi d'un point à l'origine de la coronaire droite par l'approche basée vision. La courbe 3D représente le déplacement de ce point sur la séquence. Pour chaque phase la colonne de gauche montre la position du capteur (cercle noire) et sa direction (ligne noire). La ligne et le cercle gris montrent la position à l'instant précédant. La colonne de droite montre la vue endoscopique au point d'observation courant.

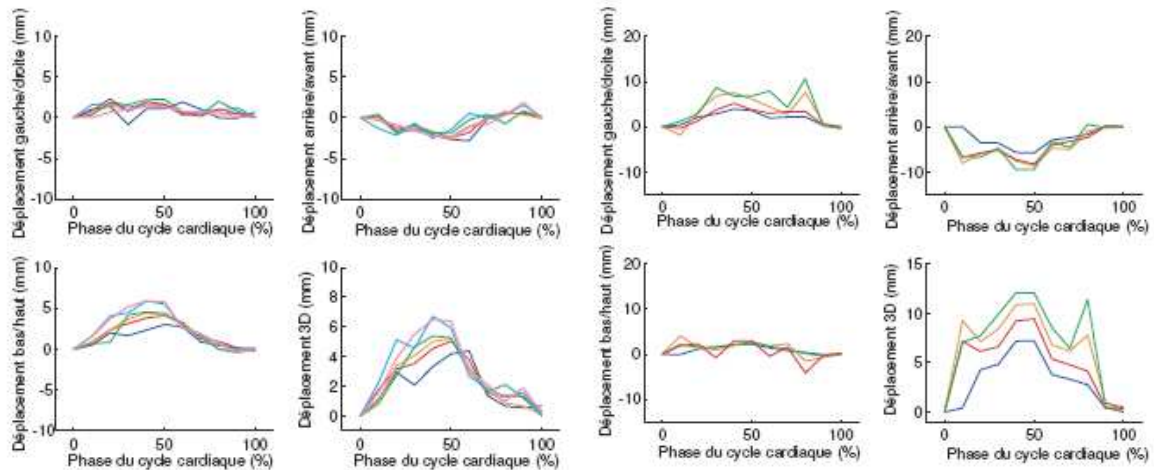


Figure 27: Trajectoires des points localisés sur le segment proximal de l'IVA et de la coronaire droite respectivement.

Ces trajectoires ont également été obtenues, par Guanyu Yang, à partir d'une mise en correspondance temporelle des arbres coronaires extraits sur une séquence reconstituée à 40 volumes (Figure 28). Les courbes de mouvement ont été obtenues pour 6 points répartis sur l'ensemble de la structure : (1) LMo : point situé sur la branche coronaire gauche au niveau de l'ostium, (2) LMB : point de bifurcation IVA-LCx, (3) LAD5 : point situé à 5cm de LMo sur l'IVA, (4) LCx5 : point situé à 5cm de LMo sur la LCx, (5) RCAo : point situé sur la coronaire droite au niveau de l'ostium, (6) RCAPDA : point situé à la bifurcation de la coronaire droite (RCA) avec l'artère postérieure descendante (PDA). Les performances obtenues ont été quantifiées par les distances au carré entre source et cible et les écarts entre déplacements résultants (Figure 29) [Yang, 2009].

Ces courbes de mouvement ont ensuite été confrontées aux résultats des études rapportés dans la littérature sur l'extraction du mouvement du muscle cardiaque. Cette confrontation montre que les mouvements, extraits par les méthodes développées sont pertinents et similaires à ceux extraits sur le ventricule gauche et concordent avec ceux reportés dans la littérature sur le mouvement des coronaires [Husmann 2007][Shechter, 2006].

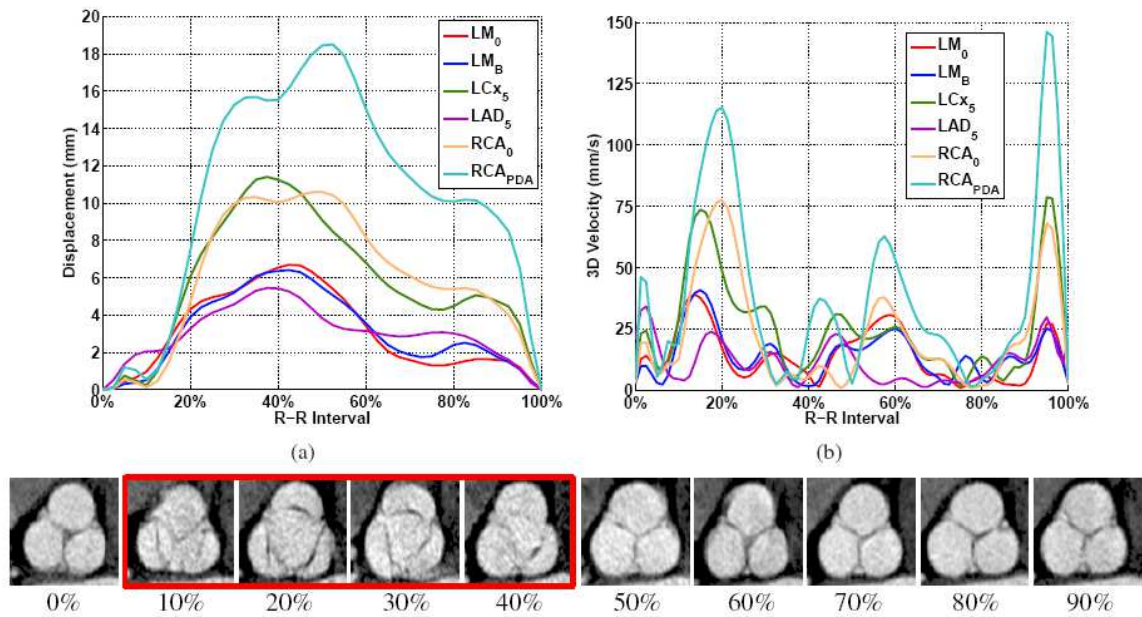


Figure 28 : Déplacement et vitesse de déplacement 3D de points localisés sur les principales branches coronaires : LMo, LMB, LAD5, LCx5, RCAo and RCAPDA. Ces paramètres sont calculés pour chaque instant du cycle cardiaque en considérant comme point de référence, la position située en phase 0%. Pour chaque volume de la séquence, une coupe du cœur est visualisée qui correspond à la même localisation dans le volume. Les images cadrées en rouge représentent la phase systolique. Ces courbes montrent que le mouvement le plus important a lieu pour la coronaire droite. Les déplacements maximaux sont obtenus sur les phases 40 à 50 % correspondant à la fin de la systole ventriculaire. Trois pics de vitesse se distinguent aux phases 20, 60 et 90% qui reflète un mouvement très rapide du cœur, ceux-ci étant associés à la phase d'éjection ventriculaire (systole) et au début et à la fin de remplissage du ventricule (début et fin de diastole).

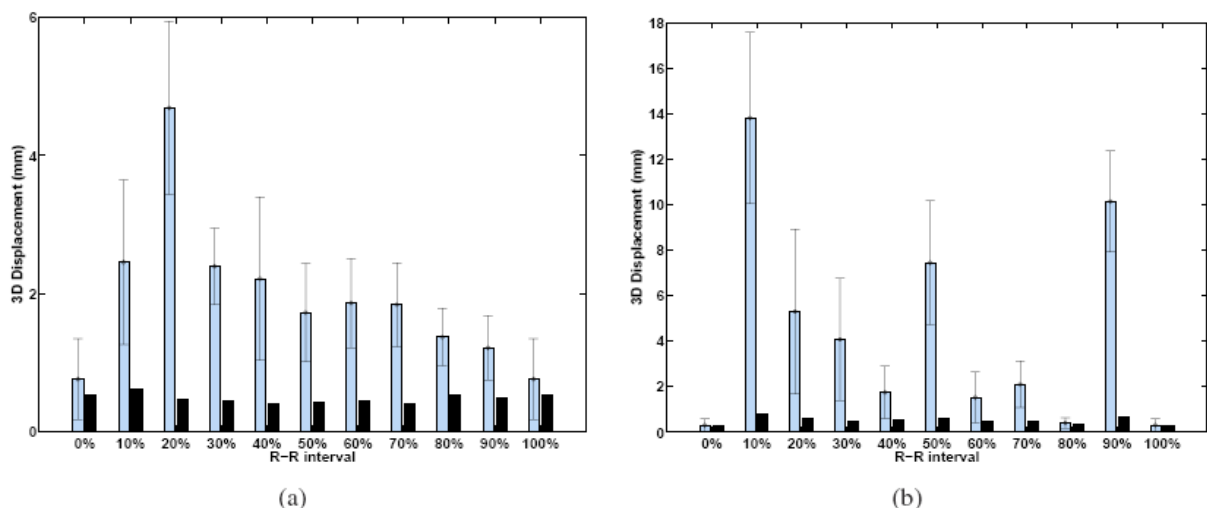


Figure 29: Déplacement 3D et écart type moyen (\bar{y}) et erreur de mise en correspondance (RMSE) (\bar{y}) pour les points localisés sur l'IVA (a) et la coronaire droite RCA(b). Ces paramètres sont calculés tous les 10% du cycle cardiaque. L'erreur et le déplacement maximaux sur un cycle cardiaque sont respectivement de 1.2 mm et 7.2 mm pour l'IVA, de 1.68 mm et 18.07 mm pour la coronaire droite.

7. Reconstruction dynamique

Nous nous intéressons dans ce projet à une imagerie X de nouvelle génération, l'imagerie rotationnelle, qui exploite des capteurs 2-D et une rotation limitée à 180 degrés autour du patient conduisant à un nombre de 200 à 300 projections, effectuées en l'espace de 4 à 5 battements cardiaques. Son champ d'application privilégié est bien entendu la coronarographie jusqu'alors réservée à l'angiographie numérique mono ou biplan. Dans ce contexte, l'angioplastie transluminale représente une technique interventionnelle mini invasive, qui est toujours privilégiée (en l'absence de contre-indication) par rapport à une chirurgie plus lourde comme le pontage. Dans l'avenir, l'angiographie rotationnelle devrait être utilisée à la fois pour l'observation et la caractérisation préalable des structures coronaires et dans la revascularisation instrumentale où elle facilite le guidage du cathéter et le suivi du processus de revascularisation.

L'enjeu est ici d'ordre méthodologique. Le fait de n'acquérir en rotation qu'un nombre limité de projections d'une part, pour un objet en mouvement, le cœur, d'autre part, introduit des difficultés spécifiques pour lesquelles une nouvelle famille d'algorithmes de reconstruction est nécessaire. Il s'agit de répondre au problème suivant : comment reconstruire un objet en mouvement rapide, irrégulier et à partir de projections 2-D d'un capteur en mouvement ?

Les méthodes envisagées, visent à considérer le mouvement comme une composante essentielle de la modélisation de l'objet à prendre en compte dans le processus de reconstruction. Deux types de mouvements sont à considérer ici: celui du système (uniforme et connu à priori) et celui du cœur auquel peut s'ajouter celui lié à la respiration (inconnus). Des hypothèses sur les mouvements qui peuvent être supposés lisses même s'ils sont cumulés, les propriétés des objets et les connaissances a priori qui leur sont attachées (arborescence, contrastes, formes, etc..), une certaine consistance dans les informations apportées par l'accès à plusieurs battements cardiaques (similaires dans l'idéal), sont des éléments essentiels sur lesquels une méthodologie innovante devra être construite.

Dans cette problématique, deux cadres méthodologiques distincts se confrontent: la reconstruction de type tomographique [Grangeat, 02][Zhu 05], performante lorsque nous disposons de plusieurs centaines de projections et lorsque les structures observées sont supposées statiques et la reconstruction inspirée des principes de la vision par ordinateur, procédant par mise en correspondance de primitives extraites de plusieurs projections [Ruan, 94] [Coatrieux, 98][Chen, 03][Fallavollita, 08]. Classiquement, la reconstruction tomographique des structures immobiles, peut être abordée selon deux familles de méthodes [Grangeat, 02],[Anderson 89],[Muller, 98]: analytiques (Feldkamp ou FDK, T-Radon, Rétro-projection filtrée, Grangeat, ...) versus algébriques (ART, SIRT, ART par blocs, ...). Dans tous les cas, un certain nombre de paramètres sont à considérés comme la géométrie d'acquisition et la balistique de la trajectoire circulaire.

Ces travaux ont été menés sur plusieurs fronts:

- La réalisation d'un simulateur réaliste du système rotationnel X afin de tester les méthodes qui seront développées. Elle a été conduite en deux étapes:
 - o la construction d'un modèle statique et dynamique 3-D du cœur à partir de données patients, acquises en imagerie scanner MSCTA. La construction de ce modèle s'appuie sur des outils d'extraction semi-automatique et interactive des structures (cf section 3 pour la description de la méthode). Ce modèle intègre également les structures cardiaques dont l'extraction a été réalisée de manière semi automatique (par modèle déformable de type snake ou level sets) et en exploitant des outils interactifs en collaboration avec notre partenaire de cardiologie de l'hôpital Pontchaillou.

La construction du modèle dynamique a concerné dans une première phase les vaisseaux. Elle s'est appuyée sur un algorithme de mise en correspondance de deux ensembles de points de lignes centrales entre deux volumes consécutifs de la séquence. Chaque point de ligne centrale a

été caractérisé par un vecteur, dont les composantes ont été dans un premier temps limitées aux coordonnées 3D mais qui peuvent être étendues en suivant le même principe à des informations de diamètre, de courbures locales, etc. Deux amers ont été utilisés représentés par les extrémités de la branche vasculaire considérée. Le mouvement cardiaque étant non-linéaire, les lignes de source (instant t) et cible (instant $t+1$) ont été traitées par transformation B-splines en définissant une fonctionnelle d'énergie représentant la similarité entre la source et la cible. Une matrice de correspondance a été ainsi construite qui, par minimisation par recuit simulé, permet d'estimer la meilleure transformation entre les deux ensembles de points.

Un exemple de résultat est reporté figure 30. Les lignes droites entre points de lignes (leurs labels anatomiques étant précisés) représentent les appariements réalisés et leurs longueurs indiquent les amplitudes des déplacements.

Une interpolation permet ensuite de reconstituer des instants intermédiaires et donc d'obtenir une description plus lissée du mouvement des artères sur l'ensemble du cycle cardiaque. La séquence a ainsi été complétée pour contenir 40 volumes correspondant à une position du cœur tous les 2.5 % du cycle cardiaque.

L'arbre coronaire et son modèle de mouvement ont été calculés pour 4 séquences de volume MSCT.

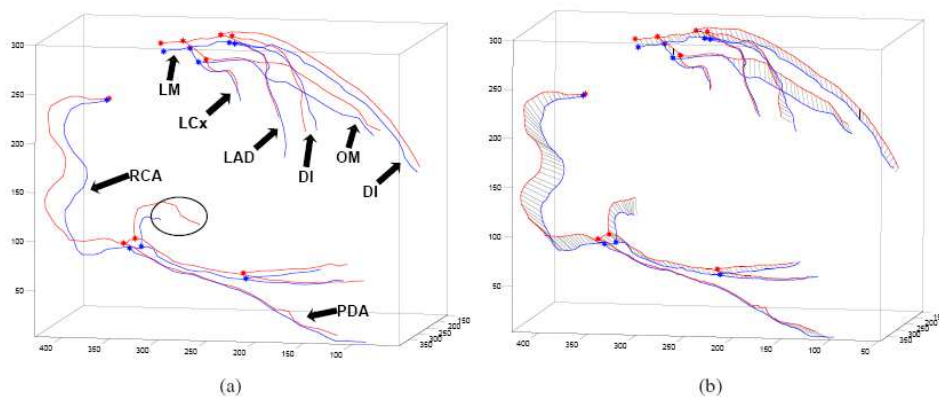


Figure 30 : (a) Centerline extraction results for the 10% (red) and 20% (blue) volumes of Data1. The centerlines are depicted by their coordinates in the volumes. Symbols / mark the ostia and bifurcations. The circle shows truncated branches. (b) Pairing results when matching the two centreline sets of 10% (red) with the centerlines of 20% (blue) in (a). The movement relations are displayed by black lines

- La simulation de l'acquisition d'une séquence temporelle d'images à partir d'un système d'angiographie rotationnel. L'objectif a été de proposer un algorithme permettant de calculer un ensemble d'images de projection en simulant une rotation continue, limitée à 180 degrés, du système angiographique autour du modèle dynamique 3-D des coronaires, sur une période équivalente à 4 à 5 cycles cardiaques. Ce calcul de projection implique de prendre en compte les caractéristiques du système telles que la projection perspective, la rotation autour de l'objet, la fréquence de prise de vues, etc. Les objets étant situés entre la source et le détecteur, les calculs peuvent être très longs puisqu'il faut déterminer tous les chemins parcourus par les rayons X, les intersections avec ces objets auxquels ont été attribués des propriétés d'atténuation a priori. L'opérateur de projection exploité est de type "distance driven" [Manjeshwar, 06] et a fait l'objet d'une implémentation parallèle sur une carte spécialisée (GPU) pour accélérer les temps de calcul (80 projections sont calculées pour une séquence). Le fond de l'image a ensuite été restitué en exploitant les informations présentes sur les volumes scanner pour simuler les autres structures anatomiques traversée par les rayons et obtenir ainsi une image de projection réaliste.

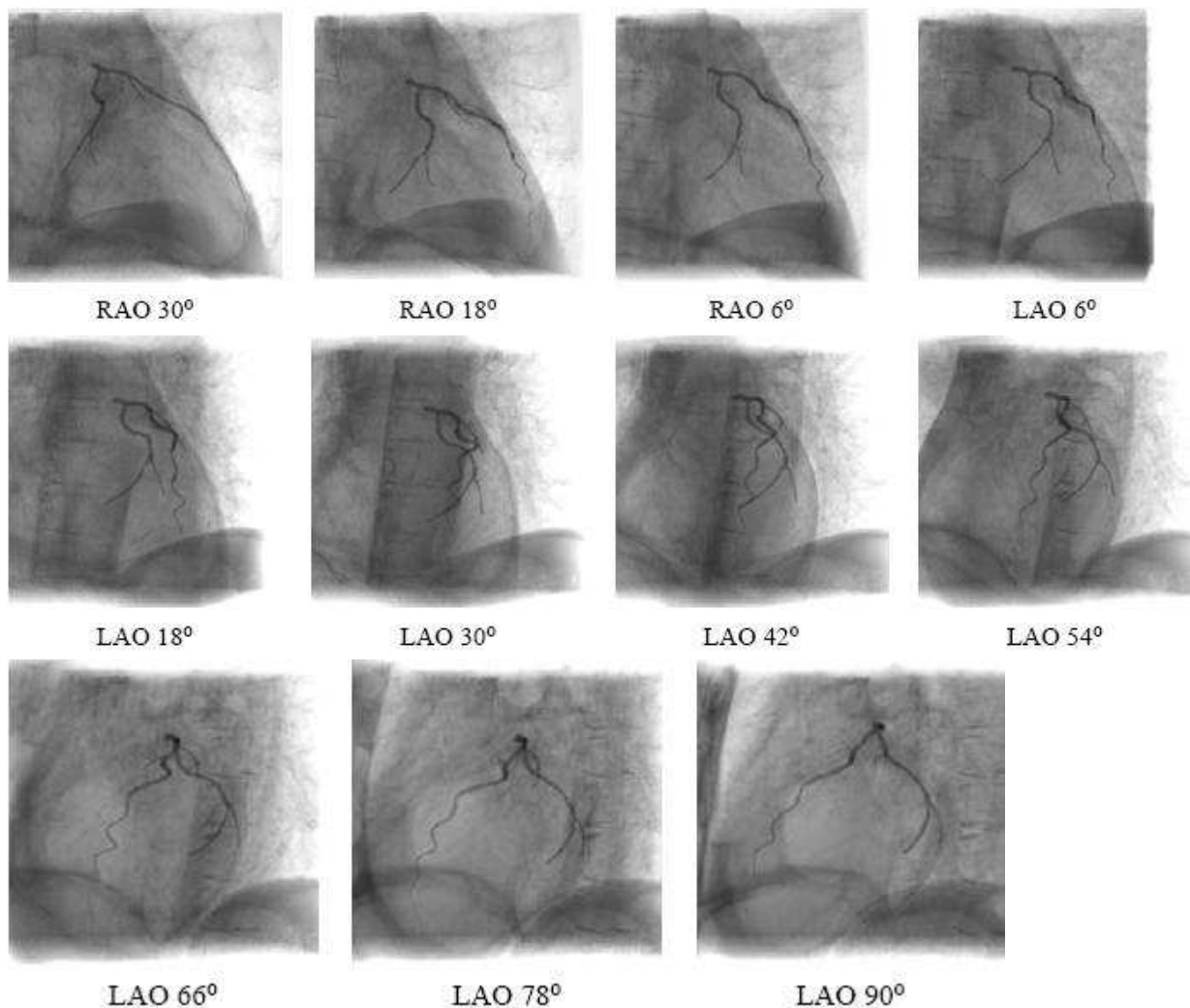


Figure 31: Projections calculées à partir du modèle dynamique 3D des coronaire pour un examen scanner patient donné.

- Le développement d'algorithmes de reconstruction: il s'agit là d'une recherche amont et les algorithmes développés ont été testés sur les données de projection simulées décrites ci-dessus.

Une première méthode a été proposée pour un réseau vasculaire statique en limitant le nombre de projections 2D à 6-8 (Figure 32). Il s'agit d'une approche statistique MAP exploitant des fonctions de base à symétrie sphérique (appelées « blob ») qui ont des expressions analytiques intéressantes pour des projections coniques. L'optimisation est réalisée par algorithme EM et une procédure itérative par bloc [Zhou, 2008]. L'algorithme est appliqué sur les images de projection après élimination du fond de l'image. Les premiers résultats montrent un bon comportement en termes de précision et de complétude et pourront être utilisés dans le cas de structures en mouvement (Figure 33).

RECONSTRUCTIONS TOMOGRAPHIQUES A PARTIR DES VUES ACQUISES
A UN MÊME INSTANT t_i DE CHAQUE CYCLE CARDIAQUE

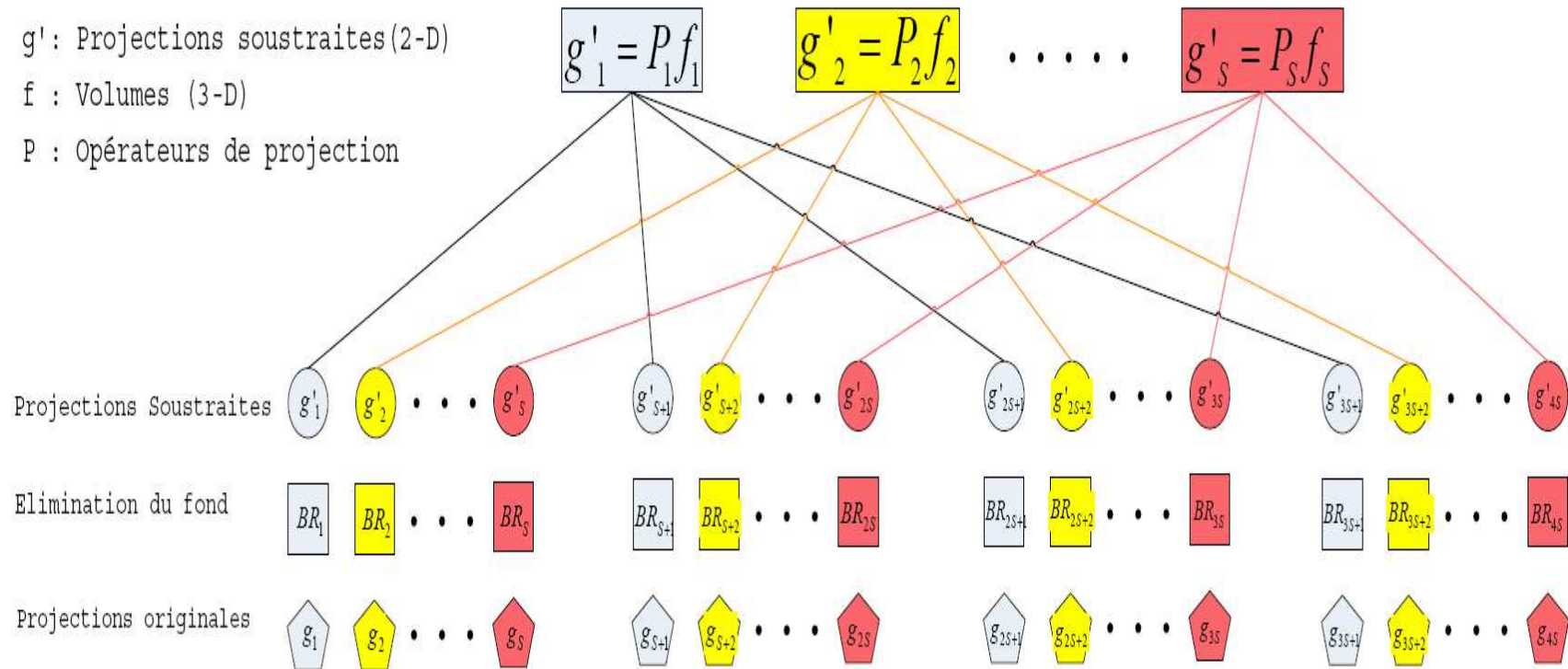
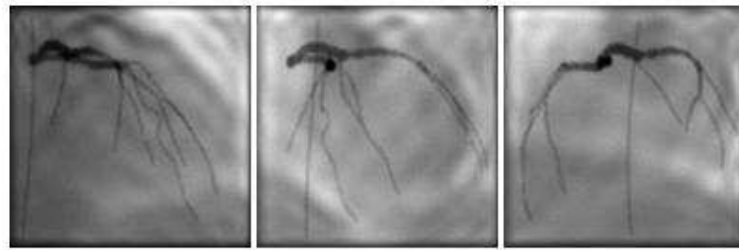


Figure 32 : Reconstruction tomographique à un instant donné du cycle cardiaque par une approche statistique itérative à partir d'un faible nombre de vue. g_i représentent les projections originales (les couleurs caractérisent les phases du cycle cardiaque, il y a 4 cycles cardiaques représentés), BR_i caractérisent l'opérateur permettant d'éliminer le fond de l'image originale, g'_i caractérisent les images soustraites (images originales après élimination du fond)



Projections simulées à différents angles : 29°, 18° et 65°

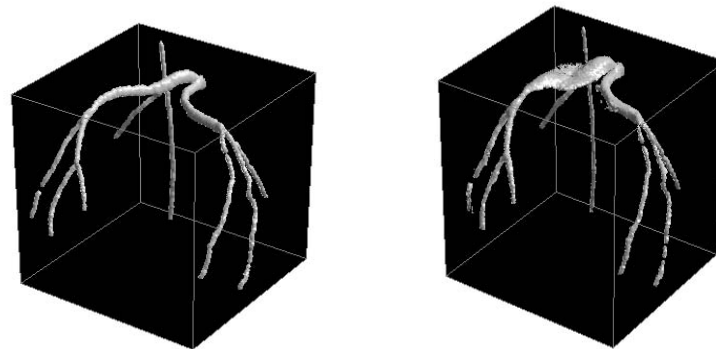


Figure 33: de Gauche à droite : Rendu surfacique de l'arbre vasculaire 3D original (issu des arbres 3D extraits de données scanner), Arbre 3D reconstruit par l'approche statistique [Zhou, 2008].

Une deuxième approche a été développée plus récemment qui inverse le processus en procédant d'abord par estimation de mouvement [Coatrieux, 98] [Ruan, 94] avec déformation de l'objet représenté par ses lignes centrales, puis reconstruction dynamique une fois le mouvement 3D estimé. Elle procède ainsi en trois étapes : (1) la reconstruction 3D de l'arbre coronaire à chaque instant du cycle cardiaque, (2) l'estimation du modèle mouvement 3D+T, (3) la reconstruction tomographique compensée en mouvement à un instant donné en exploitant l'ensemble des projections disponibles sur la séquence. Elle pose comme hypothèses de départ (1) qu'un premier modèle 3D reconstruit à un instant donné du cycle cardiaque est disponible, (2) que les structures 2D ont été préalablement segmentées. La reconstruction d'un arbre 3D à l'instant t est réalisée en projetant l'arbre reconstruit à l'instant $t-1$ dans l'espace 2D et en lui appliquant des déformations successives. L'estimation de l'arbre à l'instant t est obtenu par minimisation d'une fonction de coût qui associe un terme de fidélité aux données et un terme de régularisation. Le premier est basé sur une distance entre points des arbres dans l'espace projeté, le second correspond à l'énergie de déformation et est égal à la somme normalisée des distances au carré entre points voisins sur l'arbre 3D déformé. Le mouvement est ensuite paramétré par un modèle de type B-spline cubique et est estimé entre 2 arbres 3D par minimisation d'une fonction de coût au sens des moindres carrés. La reconstruction tomographique revient à résoudre un problème inverse avec compensation de mouvement. Elle consiste à projeter la matrice de mouvement 3D +T dans l'espace 2D pour compenser la position des pixels sur chaque image de la séquence et à opérer ensuite une reconstruction tomographique dans un cadre statique sur des points corrigés en position, en exploitant l'ensemble des projections disponibles (80 projections). L'algorithme utilisé est un algorithme itératif qui minimise une fonctionnelle d'énergie au sens des moindres carrés [Bousse, 09].

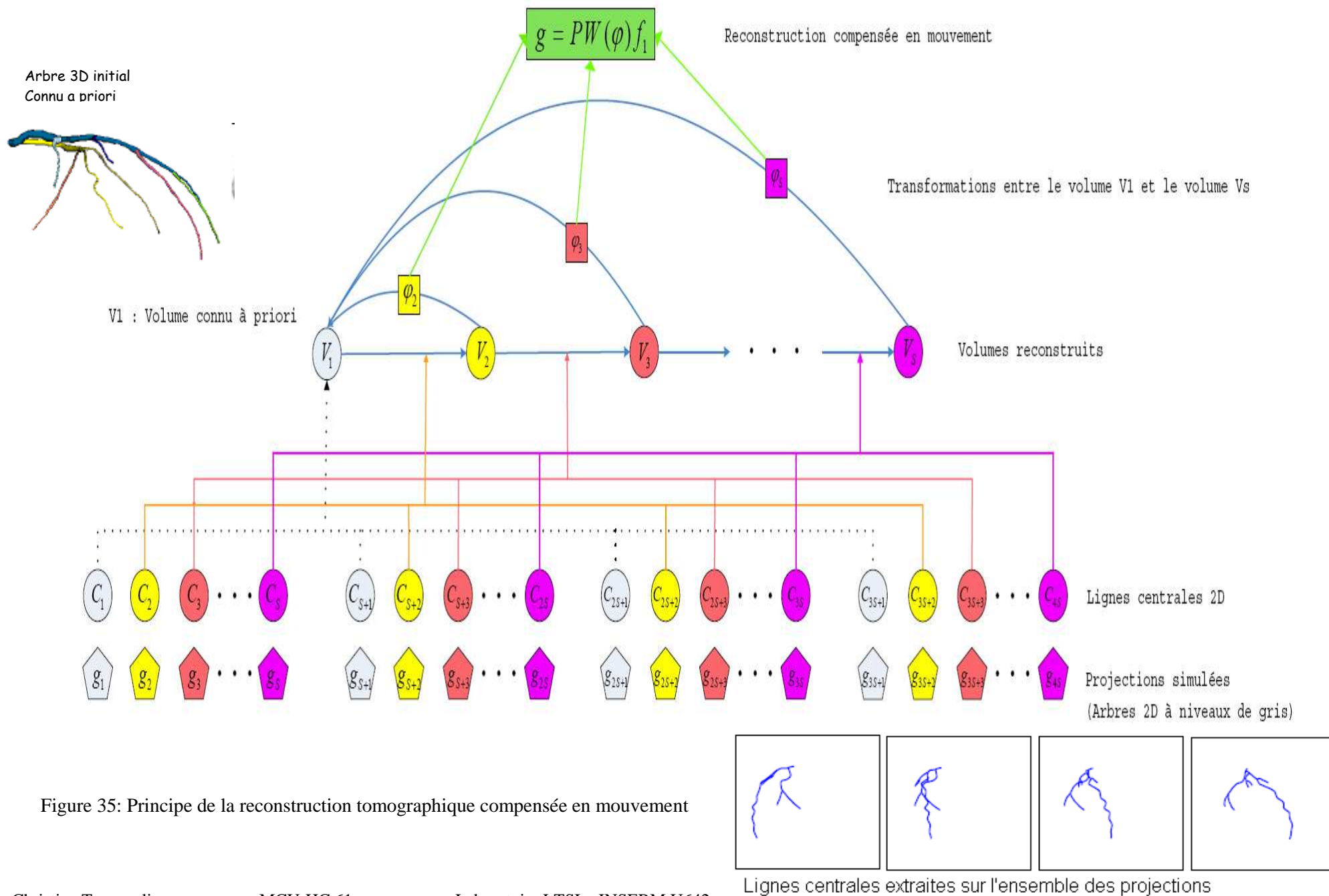


Figure 35: Principe de la reconstruction tomographique compensée en mouvement

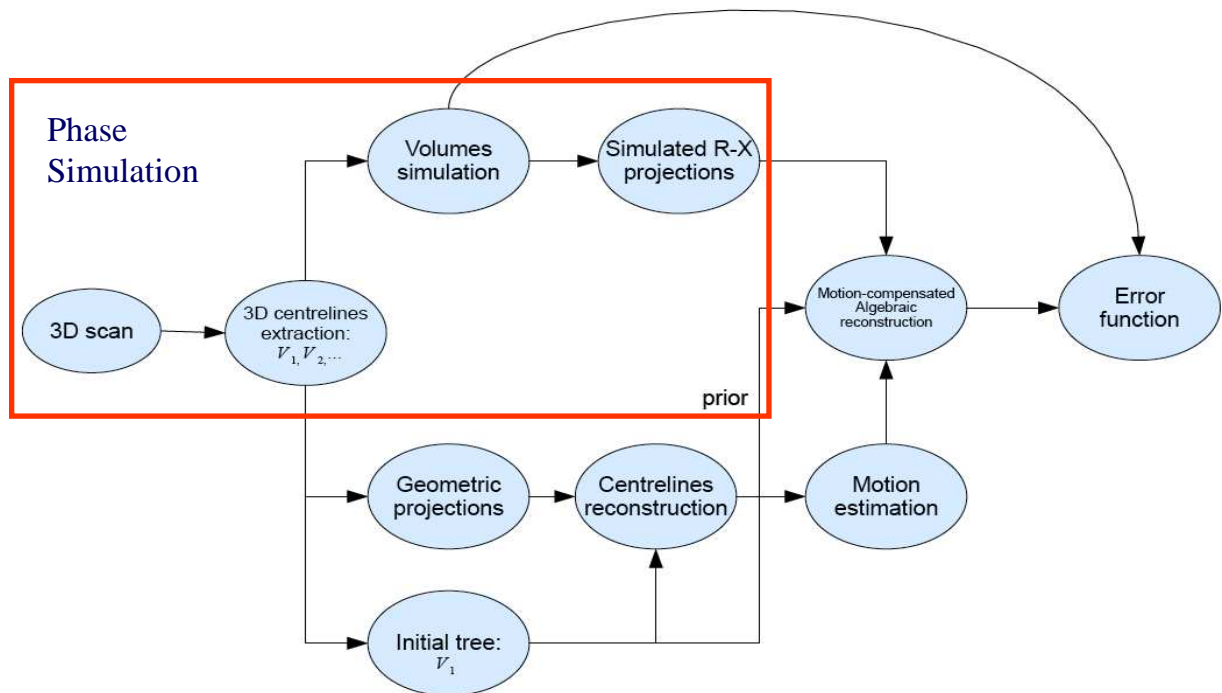


Figure 34: Principe de la reconstruction tomographique compensée en mouvement sur données simulées.



Reconstruction tomographique sans compensation de mouvement



Reconstruction tomographique avec compensation de mouvement

Figure 36 : Résultat de la reconstruction d'un arbre 3D sans et avec compensation de mouvement en exploitant l'ensemble des projections disponibles sur la séquence. Les arbres 3D sont visualisés selon 4 incidences.

Ces travaux entrent dans le cadre d'une collaboration avec le laboratoire LIST de l'université du SudEst de Nankin, Chine. Ils s'intègrent dans le programme de Recherche 2005-2009 élaboré dans le contexte de la création du Centre de Recherche en Information Biomédicale Sino-français (CRIBS) entre le LIST et le LTSI. Ils ont fait l'objet de deux thèses en cotutelle (Alexandre Bousse et Guanyu Yang) dont les soutenances ont eu lieu le 15 décembre 2008 en chine et d'un postdoctorat (Jian Zhou) sur une période de 1 an. Ce travail est réalisé en collaboration avec le Service d'Hémodynamique et de Cardiologie Interventionnelle du CHU de Rennes (Pr H. Le Breton) qui s'est doté d'un système d'angiographie rotationnelle RX SIEMENS.

Contexte International: La reconstruction 3D en imagerie rotationnelle R-X est aujourd'hui validée pour la reconstruction du réseau vasculaire cérébral. Cependant, dans le cas des coronaires, la difficulté majeure reste liée au mouvement du cœur. La société Philips [Schmitt, 05] [Timinger, 04] [Schäfer, 06] est la plus impliquée sur ce sujet (l'INRIA, Sophia, et GEMS semblent avoir abandonné leur projet depuis 2004 [Blondel, 04]). Les solutions proposées visent à estimer le mouvement 4D à partir de techniques de modélisation géométrique et ensuite de réaliser la reconstruction tomographique (FDK ou ART) par compensation de mouvement. La difficulté reste liée d'une part à la qualité des images qui restent difficiles à segmenter et à l'estimation du mouvement des structures dans un environnement bruité et non homogène.

8. Projet de recherche

Il est toujours difficile de définir un projet de recherche à moyen terme sauf à l'inscrire dans la continuité des travaux menés auparavant. La logique de contractualisation quadriennale (en cours de discussion) peut en effet conduire à des évolutions importantes dans les thématiques du laboratoire et mes compétences en analyse m'ouvrent d'autres champs de recherche que ceux que j'ai explorés jusqu'à présent. Cette réserve étant formulée, deux lignes directrices apparaissent cependant.

- (i) Contribution à l'élaboration d'un modèle structurel anatomique du cœur pour l'intégrer aux modèles électrophysiologique et mécanique développés par l'équipe SEPIA. Ce travail se situe dans le cadre du projet européen euHeart où il s'agit de développer une approche de modélisation spécifique patient à différentes échelles (du niveau cellulaire au niveau de l'organe entier) pour mieux comprendre l'origine des pathologies et améliorer le diagnostic et le traitement des maladies cardiaques. Ma contribution se situe au niveau de l'apport d'outils pour l'extraction et la caractérisation du réseau coronaire artériel et veineux.
- (ii) Contribution au planning et à la réalisation d'interventions cardiaques en lien avec l'équipe IMPACT. Certains de mes travaux (reconstruction, recalage élastique, estimation de mouvement, etc.) peuvent être prolongés aisément dans cette direction pour ce qui concerne les coronaires. Au-delà du scanner multidétecteur, l'IRM y jouera un rôle essentiel et les premiers travaux accomplis dans ce domaine concernant les artères et les veines cardiaques montrent un potentiel intéressant.

Ces deux thèmes sont comme on le voit étroitement liés et ils seront abordés ici à travers trois paragraphes volontairement courts.

8.1 Poursuite des travaux sur l'extraction et la caractérisation des structures vasculaires en imagerie scanner multibarrette et extension à l'IRM

L'objectif en MDCT est d'affiner le diagnostic de la sténose pour apporter des éléments complémentaires sur sa forme, et sa longueur, prendre en compte le développement de collatérales et la qualité de son lit d'aval. La caractérisation de la *plaque athéromateuse* (taille, morphologie, composition tissulaire (tissus mous, fibreux, calciques)) constitue la deuxième étape et l'objectif de ce

projet. Elle vise à préciser l'état des plaques d'athérome (stable, instable) pour la prédiction de rupture et la prévention de syndrome aigu. Dans ce contexte, nous considérerons une approche basée sur les techniques de modèles déformables de type "level set" associant des caractéristiques de types contour et régions. Une attention particulière sera également portée aux structures de faible taille nécessitant un sur-échantillonnage et aux problèmes de connexité potentielle avec les objets voisins. La classification de caractéristiques (géométriques, densitométriques, texturales) sera étudiée pour aider à caractériser les tissus des plaques athéromateuse, tissus représentés dans les images scanner multibarrette.

Il s'agira également d'évaluer les méthodes d'analyse d'images proposées, d'une part pour l'extraction et la quantification des sténoses, d'autre part pour la localisation et la caractérisation des plaques d'athérome. Cette évaluation sera réalisée dans un premier temps à travers une interprétation visuelle menée par l'expert sur les données images scanner. Elle le sera dans un deuxième temps par comparaison avec les modalités de référence qui sont représentées par l'angiographie RX pour ce qui concerne les sténoses, et l'échographie endo-vasculaire pour ce qui concerne le meilleur mode d'analyse des plaques en routine clinique.

Pour ce qui concerne l'IRM, le premier objectif est d'adapter nos algorithmes de suivi spatial [Velut] pour extraire le réseau de vaisseaux cardiaques. Les travaux en cours dans euHeart montrent en effet que, malgré l'utilisation de séquences performantes (Steady-State Free Precession ou SSFP), le contraste relativement faible et la proximité artères-veines rendent difficile une extraction automatique à partir de points germes définis par l'utilisateur. Une deuxième étude est en cours pour comparer des données avec et sans produit de contraste. Enfin, les travaux plus récents sur les chemins minimaux sont actuellement étendus à l'IRM et leurs performances comparées aux algorithmes basés sur les moments géométriques.

8.2 La reconstruction 3-D en imagerie rotationnelle R-X

Les travaux conduits sur la reconstruction des artères coronaires en imagerie rotationnelle X seront poursuivis. Cette question reste en effet d'actualité (1) en termes de santé publique du fait de l'importance des pathologies cardiovasculaires, (2) sur le plan méthodologique compte tenu des difficultés posées par la reconstruction et (3) au niveau interventionnel par le potentiel que porte cette technique. Les résultats obtenus au cours des deux thèses mentionnées dans le bilan précédent permettent aujourd'hui de concentrer nos efforts dans plusieurs directions. Ils feront en partie l'objet de la thèse en cotutelle de Lizhe Xie.

Sur le plan algorithmique, nous avons vu que le corps d'hypothèses de notre méthode de reconstruction comprenait une estimation quasi-idéale des lignes centrales de vaisseaux en projection afin de réaliser une estimation de mouvement précise. Or nous savons que cet objectif ne peut être atteint du fait en particulier (mais pas seulement) du bruit, des superpositions et des croisements de vaisseaux comme des pathologies présentes (sténoses serrées, calcifications). Poursuivre dans cette direction oblige donc à concevoir des méthodes de segmentation et d'estimation plus robustes, capables de prendre en considération des non-détections et des fausses détections. Des améliorations sont attendues avec les travaux menés dans le cadre du projet ANR MESANGE intitulé " Estimation du Mouvement des coronaires à partir d'une séquence de projection rotationnelle R-X" qui a démarré en Janvier 2009. La reconstruction menée après cette phase segmentation et d'estimation supposait aussi un fond d'image homogène, ce qui n'est pas conforme au cas réel où les contributions d'autres structures traversées par les rayons X ne sont pas négligeables. Ici aussi, il s'agira de se rapprocher des situations réelles. Enfin, une autre voie n'a été que très partiellement abordée et qu'il convient de prolonger. Elle consiste à inverser le principe de la méthode développée par J. Zhou et A. Bousse et à effectuer en premier lieu, une reconstruction tomographique statique sur la base d'un faible nombre de projections acquises pour une même position du cœur (la synchronisation sur l'ECG restant indispensable). Dans ce cas, soit seules les projections correspondant au même instant cardiaque sont prises en compte, soit les quelques projections voisines (ce qui correspondrait à une situation stéréoscopique en vision par ordinateur) peuvent aussi être ajoutées sous l'hypothèse que l'instant choisi se situe dans une phase de quasi-

immobilité du cœur. Dans ces deux options, l'idée centrale est, à partir de la reconstruction statique, forcément approximative, d'extraire les informations topologiques des structures et de les reprojeter sur les images 2D afin d'estimer le mouvement, de corriger ce mouvement, de reconstruire en tenant compte des informations déjà connues, puis de réitérer le processus sur un cycle cardiaque. Une deuxième voie consiste à opérer une suite de reconstructions statiques synchronisées sur les mêmes instants du cycle cardiaque, de les mettre en correspondance pour l'estimation des mouvements 3D puis d'affiner, comme dans le cas précédent, les reconstructions une fois les champs de déformations connus.

Au niveau expérimental, notre objectif est de constituer une base de données la plus complète et la plus représentative possible afin de confronter et comparer ces méthodes sur la base de critères de performance (complétude, précision, robustesse aux perturbations, etc.). Ces études seront réalisées comme précédemment sur des coronaires en mouvement extraites de Scanner multibarettes et intégrés dans le simulateur de rotationnel. Les tests seront ensuite réalisés sur des données réelles. Une procédure de validation clinique sera, dans ce cadre, mise en œuvre qui intégrera une définition des protocoles d'acquisition. Ce travail sera réalisé en collaboration avec le Département de Cardiologie, Service d'Hémodynamique et de Cardiologie Interventionnelle du CHU de Rennes (Pr H. Le Breton) ainsi qu'avec le département de radiologie qui s'est doté d'un système d'angiographie rotationnelle RX SIEMENS.

8.3. Interventions guidées par l'image

Nous avons souligné à plusieurs reprises la place occupée par l'angiographie X et le rotationnel dans de multiples interventions (dilatation par ballonnets, pose d'endoprothèses, placement d'électrodes de stimulation multisite en insuffisance cardiaque, etc.). L'accès aux artères et aux veines en 3D+t reste donc un objectif majeur à condition qu'il puisse être réalisé dans des conditions temps réel.

Plusieurs voies peuvent être distinguées dans ce contexte :

- la première, la plus exigeante, consiste à n'utiliser que les données per-opératoires du rotationnel pour y répondre : elle revient à résoudre le problème de reconstruction en espace et en temps décrite au paragraphe précédent dans des temps compatibles avec l'intervention.
- La seconde admet de disposer d'examens pré-opératoires, MDCT ou IRM, à partir desquels les réseaux artériel et veineux sont extraits. Ceci fait le lien avec le paragraphe 1 ci-dessus. Cette connaissance a priori des objets 3D d'intérêt facilite la résolution du problème puisque nous avons alors une initialisation à notre disposition.

Cette deuxième approche est donc complémentaire des travaux que nous avons menés jusqu'à présent en reconstruction et pourra s'appuyer sur ceux que nous avons consacrés à la mise en correspondance élastique de vaisseaux 2D en séquence temporelle d'images coronarographiques. Une option consistera à déformer le modèle 3D statique Scanner ou IRM des artères ou des veines (les deux n'étant pas exploitées simultanément en interventionnel mais selon l'objectif clinique, artères pour les poses d'endoprothèses, veines pour la thérapie par resynchronisation cardiaque) pour l'ajuster en 2D à une (si toute ambiguïté est levée) ou plusieurs vues X, puis d'assurer un suivi temporel contraignant le modèle 3D à s'ajuster à la séquence de projections 2D. Une voie alternative serait d'utiliser la totalité de la séquence 3D extraite (fournie par le scanner multidétecteur, par exemple) pour le recalage 3D+t/2D+t. Les différences d'échantillonnage temporel entre les séquences 2D et 3D mais aussi les variations potentielles du rythme cardiaque et du mouvement du cœur entre acquisitions pré- et per-opératoires peuvent introduire plus de difficultés malgré l'accroissement d'informations à priori.

La résolution de ces problèmes ne suffit cependant pas. En effet, deux aspects clés sont encore à prendre en compte. Il s'agit d'une part du suivi des instruments en rotationnel (catheter, endoprothèse, etc.) rendu possible par des marqueurs opaques aux rayons X placés à leur extrémité (équivalent à un suivi de point en mouvement) et, d'autre part, de la prise en compte des déformations induites sur les structures vasculaires par ces instruments. Ce dernier aspect rend extrêmement difficile le problème traité comme le montrent déjà les études réalisées dans l'équipe IMPACT pour des objets statiques.

En guise de conclusion, les travaux envisagés dans ce projet de recherche sont très ouverts. Ils correspondent à des sujets porteurs sur le plan clinique mais sont aussi très exigeants en terme de méthodologie 'image'. Des évolutions technologiques majeures comme nous l'avons vu ces dernières années avec l'émergence du scanner multidétecteur, les progrès de l'IRM rapide ou encore l'apparition du Rotationnel X, peuvent bien entendu bousculer les schémas que nous avons proposés. Il en va de même avec les avancées des techniques thérapeutiques non invasives ou minimalement invasives.

Références

- [Anderson, 89] A.H. Anderson, "Algebraic reconstruction in CT from limited views", *IEEE Trans. Med. Img.*, 1989, 8(1): 50-55.
- [Apostolico, 87] A. Apostolico and C. Guerra, "The longest common subsequence problem revisited," *Algorithmica*, vol. 2, pp. 315–336, 1987.
- [Bellanger, 03] Bellanger J-J., Brieva J., Toumoulin C., Multi-line matching for vessel formation in X-ray coronarography: a comparison of three algorithms, 25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Cancun, Mexique, 17-21 september 2003, 588:591.
- [Blondel, 04] Blondel C., Vaillant R., Malandain G, Ayache N, 3D tomographique reconstruction of coronary arteries using a precomputed 4D motion field, *Phys. Med. Biol.* 49, 2197-2208, 2004
- [Boldak, 03a] Boldak C., Rolland Y., Toumoulin C., Coatrieux J.L: An improved model-based vessel tracking algorithm with application to Computed Tomography Angiography; *Journal of "Biocybernetics and Biomédical Engineering"*, vol 3 (1), 2003, pp 41-64.
- [Boldak, 03b] Boldak C., Toumoulin C., Coatrieux J.L, 3D segmentation and characterization of lower limbs vessels in Multi-Slices Computed Tomography, 25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBS), Cancun, Mexique, 17-21 september 2003, 582:583
- [Boldak, 03c] Boldak C. "Extraction des structures vasculaires en angiodensitométrie: Caractérisation et quantification des pathologies", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Décembre 2003
- [Bousse, 05] Bousse A., "Extraction de plaques d'athéromes en imagerie multibarette", Master 2 Recherche mention Mathématique, Université de Rennes 1, 22 juin 2005
- [Bousse, 06] Bousse A., Boldak C., Toumoulin C. , Yang G., Laguitton S., D. Boulmier D., "Coronary Extraction and Characterization in Multi-Slice Computed Tomography", *Innovation et technologie en biologie et médecine ITBM-RBM*, 27(2006), 217-226
- [Bousse, 08] Bousse A., "Reconstruction 3D des coronaires en imagerie Rotationnelle RX ", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Décembre 2008
- [Bousse, 09] Bousse A, Zhou A., Yang G, Bellanger J-J, Toumoulin C., Motion Compensated Tomographic Reconstruction of Coronary Arteries in Rotational Angiography, *IEEE Transaction on BioMedical Engineering*, 56(4), 1254-1257, 2009
- [Bunke, 01] Bunke H., Recent Advances in Structural Pattern Recognition with Applications to Visual Form Analysis, C. Arcelli et al. (Eds.): IWVF4, LNCS 2059, pp. 11-23, 2001.
- [Bunke, 93] H. Bunke and U. Buhler, "Applications of approximate string matching to 2D shape recognition," *Pattern Recognit.*, vol. 26, no. 12, pp. 1797–1812, 1993.
- [Bunke, 93] H. Bunke, U. Buhler, "Applications of approximate string matching to 2D shape recognition", *Pattern recognition*, 26(12), pp 1797-1812, 1993.
- [Bunke, 95] H. Bunke and J. Csirik, "Parametric string edit distance and its application to pattern recognition," *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern.*, vol. 25, pp. 202–206, 1995.
- [Brieva, 01] Brieva J., "Analyse structurelle par mise en correspondance de lignes en angiographie cardiaque", *Thèse de l'Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Février 2001
- [Chen, 98] S. W. Chen, S. T. Tung, and C. Y. Fang, "Extended attributed string matching for shape recognition," *Comput. Vis. Image Understanding*, vol. 70, no. 1, pp. 36–50, 1998.
- [Chen, 98] Chen S.W., Tung S.T., Fang C.Y., "Extended attributed string matching for shape recognition", *Comp. Vision and image understanding*, 1998, 70(1), pp 36-50.
- [Chen, 03] S.-Y. J. Chen, J. D. Carroll, "Kinematic and Deformation Analysis of 4-DCoronary Arterial Trees Reconstructed From Cine Angiograms", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, (22)6, 2003, 710-723.
- [Chui, 03] Chui H., Rangarajan A., "A new point matching algorithm for non-rigid registration, *Computer Vision and Image Understanding*, 89, 114-141, 2003

- [Coatrieux, 95] Coatrieux J.L, Mao F., *Toumoulin C*, Collorec R., 2D and 3D motion analysis in digital subtraction angiography in: *Computer vision, Virtual reality and Robotics in Medicine*, N Ayache Ed, Lecture Notes in Computer Science, Springer Verlag, 905, 1995, 295:301
- [Coatrieux, 98] J.L Coatrieux, C. Toumoulin, "Computational vision and structural modeling in cardiac vascular network reconstruction", *Medical Image Processing*, Y Goussard Ed, IEEE Press, 1998.
- [Drebin, 88] R.A. Drebin, L. Carpentier, P. Hanrahan, Volume rendering, *Computer Graphics & Applic.*, 22,4, 1988, 65-74
- [Faugeras, 93] Faugeras.O.D, *Three-dimensional computer vision*, MIT Press, 1993
- [Fei, 95] Fei M, "Reconstruction d'entités structurelles 2D par groupement perceptuel sur des images angiographiques coronarographiques", Thèse de l'Université de Rennes1, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Juillet 95
- [Fei, 96] Fei M., Toumoulin C., Coatrieux J.L., Luo L.; "Extraction de structures vasculaires par regroupement perceptuel en coronarographie". *10^{eme} Congrès AFCET-AFIA, Recon. Formes Intel. Artif.*, 1996, 148:157.
- [Fallavollita, 08] P Fallavollita, F Cheriet, "Optimal 3D reconstruction of coronary arteries for 3D clinical assessment", *Computerized Medical Imaging and Graphics* 32 (2008) 476–487
- [Gerber, 02] Gerber TC, Kuzo RS, Karstaedt N, Lane GE, Morin RL, Sheedy PF, et al. Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast-enhanced computed tomography of the heart. *Mayo Clin Proc* 2002;77:55–71.
- [Gorman, 88] J. Gorman, O. Mitchel, F. Kuhl, "Partial Shape recognition using dynamic programming", *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intel*, 10(2), pp 257-266, 1988.
- [Gotho, 86] O. Gotho, "Alignment of three biological sequences with an efficient traceback procedure," *J. Theo. Biol.*, vol. 121, pp. 327–337, 1986.
- [Grangeat, 02] P. Grangeat, "la tomographie: fondement mathématiques, imagerie microscopique et imagerie industrielle", Paris, Hermès, Science publication, 2002.
- [Gu, 03] Gu J., Toumoulin C., Shu H., Spatio-temporal registration in coronary angiography, *25th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBS)*, Cancun, 17-21 september 2003, 584-587
- [Gu, 05] Gu J: "Mise en Correspondance de données multimodales pré- et per-opératoires en imagerie médicale: Approches fondées sur les méthodes structurelles", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Septembre 2002 – Aout 2005
- [Heckel, 78] P. Heckel, "A technique for isolating differences between files, *Commun. ACM*, vol. 21, no. 4, pp. 264–268, 1978.
- [Herault, 93] L. Herault and R. Horaud, "Figure-ground discrimination: A combinatorial
- [Husmann, 07] L. Husmann, S. Leschka, L. Desbiolles, T. Schepis, O. Gaemperli, B. Seifert, P. Cattin, T. Frauenfelder, T. G. Flohr, B. Marincek, P. A. Kaufmann, and H. Alkadhi, "Coronary Artery Motion and Cardiac Phases: Dependency on Heart Rate Implications for CT Image Reconstruction," *Radiology*, vol. 245, no. 2, pp. 567-576, Nov. 2007.
- [Kaygin, 01] Kaygin S., Mete Bulut M., Shape recognition using attributed string matching with polygon vertices as the primitives, *Pattern recognition letters*, (23), 287-294, 2002
- [Kirbas , 03] Kirbas, C.; Quek, F.K.H. .Vessel extraction techniques and algorithms: a survey, *Bioinformatics and Bioengineering*, 2003. Proceedings. Third IEEE Symposium on Volume , Issue , 10-12 March 2003 Page(s): 238 – 245
- [Kirbas , 04] Kirbas, C.; Quek, F.K.H. A review of vessel extraction techniques and algorithms, *ACM Computing Surveys (CSUR)*, (36) , Issue 2, 81 – 121, June 2004
- [Kofka, 35] K. Koffka, *Principles of Gestalt Psychology*. New York: Harcourt Brace, 1935.
- [Kohler, 80] W. Kohler, *Gestalt Psychology*. New York: Meridian, 1980.
- [Krissian, 00] Krissian K, Malandain G., Vaillant R., Troussset Y., Model-based detection of tubular structures in 3D images, *Computer Vision and Image Understanding*, (80) , Issue 2, 130 – 171, 2000

- [Laguittou, 06] Laguittou S., Boldak C., Bousse A., Yang G., Toumoulin C., " Temporal tracking of coronaries in MSCTA by means of 3d geometrical moments", *28th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*, New York, USA, Aug. 31 – Sept 3, 2006, 924-927.
- [Laguittou, 08] S. Laguittou, "Suivi spatio-temporel des artères coronaires en imagerie scanner multibarette", *Thèse de l'Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Janvier 2008
- [Laguittou, 09] S. Laguittou, C. Boldak, C. Toumoulin, "Temporal Tracking of Coronaries in Multi-slice Computed Tomography", Numéro spécial 'Contributions au colloque Grets 2007', journal Traitement du Signal, en cours de publication
- [Larralde, 03] A. Larralde, C. Boldak, M. Garreau, C. Toumoulin, D. Boulmier, Y. Rolland: Evaluation of a 3D segmentation software for the coronary characterization in Multi-Slice Computed Tomography, *Second International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, FIMH'03*, June 5-6, 2003, Lyon, France, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2674, Springer, 39:51.
- [Lengyel, 93] J. Lengyel, The convergence of graphics and vision, Computer, July 1998, pp 46-53
- [Levoy, 88] M. Levoy, Display of surfaces from volume data, *IEEE Compu. Graph. & Applic.*, 8, 3, 1988, 29-37
- [Lorigo, 99] L.M. Lorigo, O.Faugeras, W.E.L. Grimson, R. Keriven, R. Kikinis, C.-F. Westin; Co-dimension 2 geodesic active contours for MRA segmentation; IPMI; pp. 126-139, Lecture Notes in Computer Science, vol. 1613, Springer 1999.
- [Lowrence, 75] R. Lowrence and R. A. Wagner, "An extension of the string-to-string correction problem," *J. ACM*, vol. 22, pp. 177–183, 1975.
- [Luczak, 97] T. Luczak and W. Szpankowski, "A suboptimal lossy data compression based on approximate pattern matching," *IEEE Trans. Inform. Theory*, 43, 1997, 1439–1451.
- [Malladi , 95] R. Malladi, J.A. Sethian, B.C. Vemuri, Shape modelling with front propagation: a level set approach. *IEEE Trans Pattern Analysis Machine Intelligence*, 1995, 17(2), 158–75.
- [Manjeshwar, 06] R. M. Manjeshwar, S. G. Ross, M Iatrou, T. W. Deller, C. W. Stearns, " Fully 3D PET Iterative Reconstruction Using Distance-Driven Projectors and Native Scanner Geometry", *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2804-2807, 2006
- [Marr, 82] D. Marr, Vision: A Computational Investigation into the Human Representation and Processing of Visual Information. Publisher W. H. Freeman and Company, NY, 1982
- [McInerney, 96] T. McInerney, D. Terzopoulos; Deformable models in medical image analysis: a survey; *Medical Image Analysis*, vol. 1, no. 2, pp.91-108, 1996.
- [Muller, 98] K. Muller, "Fast and accurate 3-D reconstruction from cone beam projection data using algebraic methods", PhD Disseration, Ohio State University, 1998.
- [Myers, 94] G. Myers, *Algorithmic Advances for Searching Bio-Sequence Databases*. New York: Plenum, 1994, pp. 121–135.
- [Navarro, 01] G. Navarro, "A guided tour to approximate string matching," *ACMComputing Survey*, vol. 33, no. 1, pp. 31–88, Mar. 2001.
- [Needleman, 70] S. Needleman and C. Wunsch, "A general method applicable to the search for similarities in the amino acid sequences of two proteins," *J.Mol. Biol.*, vol. 48, pp. 444–453, 1970.
- [Oommen, 87] B. J. Oommen, "Recognition of noisy subsequences using constrained edit distance," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 9, pp. 676–685, 1987.
- [Paragios, 03] Paragios N., Deriche R., "Geodesic active contour and level sets for the detection and tracking of moving objects", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(3), 266-280, 2000.
- [Rabiner, 98] L. R. Rabiner and B. H. Juang, *Fundamentals of Speech Recognition*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall, 1998.
- [Roux, 97] Roux.C, Coatrieux J.L, Contemporary perspectives in three-dimensional biomedical imaging, IOS Press, 1997
- [Ruan, 94] S. Ruan, A. Bruno, J.L. Coatrieux, "Three dimensional motion and reconstruction of coronary arteries from biplane cineangiography", *Image and Vision Computing*, 1994, 12(10): 683-689.

- [Sankoff, 83] D. Sankoff and J. Kruskal, *Time Wraps, String Edits and Macromolecules: The Theory and Practice of Sequence Comparison*. Reading, MA: Addison-Wesley, 1983.
- [Sankoff, 86] D. Sankoff, R. Cedergren, "Simultaneous comparison of three or more sequences related by a tree: Time warps, String edits and macro molecules: the theory and practice of sequence comparison. D. Sankoff, Kruskal Eds. J.B. Reading M.A., Addison-Wesley, Chap 9, 1986
- [Sarkar, 93] S. and K. Boyer, "Perceptual organization in computer vision: A review and a proposal for a classificatory structure," *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern.*, vol. 23, pp. 382–399, 1993.
- [Sato, 98] Y. Sato, S. Nakajima, N. Shiraga, H. Atsumi, S. Yoshida, T. Koller, G. Gerig, R. Kikinis, 3-D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images, *Medical Image Analysis*, 2, 2, pp 143-168, 1998
- [Schäfer, 06] Schäfer D., Borgert J., Rasche V., Grass M., Motion-compensated and gated cone beam filtered back-projection for 3-D rotational X-ray angiography. *IEEE Trans Med Imaging*, Vol. 25, No. 7. (July 2006), pp. 898-906.
- [Schmitt, 05] Schmitt H., Grass M., Suurmond R., Köhler T., Rasche V., Hähnel S., Heiland S., Reconstruction of blood propagation in 3D rotational X-Ray angiography, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 29, 507-520, 2005
- [Sethian, 96] J.A. Sethian, Theory, algorithms and applications of level set methods for propagatin, interfaces *Acta Numer.*, 5, 309-395, 1996.
- [Shapira, 07] Shapira D., Storer J., Edit distance with move operations, *Journal of Discrete Algorithms* 5 (2007) 380–392
- [Shechter, 06] G. Shechter, J. R. Resar, and E. R. McVeigh, "Displacement and Velocity of the Coronary Arteries: Cardiac and Respiratory Motion," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 25, no. 3, pp. 369-375, Mar. 2006.
- [Suri, 02a] Suri JS, Liu K, Reden L, Laxminarayan SN. A review on MR vascular image processing: skeleton versus nonskeleton approaches: part II. *IEEE Trans Inf Technol BioMed* 2002;6(4):338–400.
- [Suri, 02b] Suri JS, Liu K, Singh S, Laxminarayan SN, Zeng X, Reden L. Shape recovery algorithms using level sets in 2-D/3-D medical imagery: a state of the art review. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2002;6(1):8–28.
- [Timinger, 04] Timinger H., Krüger S., Dietmayer K., Borgert J., Motion compensation for interventional navigation on 3D static roadmaps based on a dynamic motion model, *Intern. Congress series*, 1268, 1055-1060, 2004
- [Toumoulin, 03] Toumoulin C., Boldak C., Garreau M., Boulmier D., Coronary Characterization In Multi-slice Computed Tomography, *Computer in Cardiology Conference*, Thessaloniki, Greece, 21-24 September 2003, vol 30, 749:752
- [Toumoulin, 03] Toumoulin C., Brieva J., Bellanger J-J, Shu H: String Matching Techniques for High Level Primitive Formation in 2-D Vascular Imaging, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 7(4), 2003, 291:301.
- [Toumoulin, 90] Toumoulin C., Collorec R., Coatrieux J.L., Vascular network segmentation in DSA images: A comparative study, *Medical Informatics* 15, 1990, 333:341.
- [Toumoulin, 97] Toumoulin C., Mao F. Spatio-temporal grouping for the formation of vascular segments in coronarography image Sequence. *Technology and Health Care*, 1997, 5(5) : 383-406.
- [Tsai, 85] W. Tsai and S. Yu, "Attributed string matching with merging for shape recognition," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 20, pp. 453–462, 1985.
- [Tsai, 93] Tsai Y., Tsai W., "Attributed string matching by split-and-merge for on-line Chinese Character Recognition", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1993, 15(2), pp180-185.
- [Ukkonen, 85] E. Ukkonen, "Algorithms for approximate string matching," *Inform. Contr.*, vol. 64, pp. 100–118, 1985.
- [Ullman, 95] Ullman S, *High-level vision : object recognition and visual cognition*, MIT Press, 1995
- [Ullman, 97] S. Ullman, *High Level Vision: Object Recognition and Visual Cognition*. Cambridge, MA: MIT, 1997.

- [Wagner, 74] R. A. Wagner and M. J. Fischer, "The string to string correction problem," *J. ACM*, vol. 21, pp. 168–173, 1974.
- [Wang, 03] Wang L., Hu W., Tan T., "Recent developments in human motion analysis", *Pattern recognition*, 36, 585-601, 2003
- [Wertheimer, 38] M. Wertheimer, "Laws of organization in perceptual forms," in *A Sourcebook of Gestalt Psychology*, W. Ellis, Ed. New York: Harcourt Brace, 1938, pp. 301–350.
- [Wilfond, 96] G. Wilfond, F. Sinden, and L. Ruedisueli, "On line recognition of handwritten symbols," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 18, pp. 935–940, 1996.
- [Wink, 00] O. Wink, W.J. Niessen, M.A. Vierger; Fast Delineation and Visualisation of Vessels in 3-D Angiographic Images; *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 4, pp. 337-346, April 2000.
- [Yang, 08] Yang G., " Environnement de simulation pour l'évaluation des algorithmes de reconstruction 3D en angiographique rotationnelle R-X ", *Thèse de cotutelle, Université de Rennes1*, UFR Structure et propriété de la matière, Spécialité Traitement du Signal et Télécommunications, Décembre 2008
- [Yang, 09] Yang G., Zhou J., Boulmier D., Garcia M-P., Luo L., *Toumoulin C.*, Characterization of 3D Coronary Tree Motion from MSCT Angiography, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Accepté pour publication.
- [Yim, 00] P.J. Yim, P.L. Choyke, R.M. Summers; Grey-scale skeletonisation of small vessels in magnetic resonance angiography; *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 6, pp. 568-576; June 2000
- [Zhou, 08] Zhou J., Bousse A., Yang G., Bellanger J-J, Luo L., *Toumoulin C.*, Coatrieux J.L, A blob-based tomographic reconstruction of 3D coronary trees from rotational X-ray angiography, *Conférence SPIE Médical imaging*, San Diego, CA USA, 16-21 février 2008, pp 6913-94, N°6913.
- [Zhu, 05] Zhu H.Q, Zhou J, Shu H.Z, Luo L.M, "A novel weighted least squares PET image reconstruction method using iterative coordinate descent algorithms", To be published in *Physics in Medicine and Biology*, 2005.
optimization approach," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 15, pp. 899-914, 1993.